

**T.C.
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİLERDE KULLANILAN METAL ARTEFAKT
AZALIMI YAZILIMLARININ RADYOTERAPİ TEDAVİLERİNDE DOZ
DAĞILIMINA ETKİSİNİN ANALİZ EDİLMESİ**

TUĞÇE SEVİM OZAN

**MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ TEZLİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

ANKARA

2025

**T.C.
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİLERDE KULLANILAN METAL ARTEFAKT
AZALIMI YAZILIMLARININ RADYOTERAPİ TEDAVİLERİNDE DOZ
DAĞILIMINA ETKİSİNİN ANALİZ EDİLMESİ**

TUĞÇE SEVİM OZAN

**MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ TEZLİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

ANKARA

2025

Her hakkı saklıdır

TEZ ONAYI

Tuğçe Sevim OZAN tarafından hazırlanan “ **Bilgisayarlı Tomografilerde Kullanılan Metal Artefakt Azaltımı Yazılımlarının Radyoterapi Tedavilerde Doz Dağılımına Etkisinin Analiz Edilmesi** ” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından oy birliği / oy çokluğu ile Ankara Üniversitesi Medikal Fizik Anabilim Dalı’nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman : *Doç. Dr. Bahadır SAYGI*

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı

İkinci Danışman : *Dr. Öğr. Üyesi Taha ERDOĞAN*

Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

Jüri Üyeleri :

Prof. Dr. Haluk YÜCEL

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Bölümü, Medikal Fizik Anabilim Dalı

Prof. Dr. Mustafa KARADAĞ

Gazi Eğitim Fakültesi, Matematik ve Fen Bilimleri Eğitimi, Fizik Eğitimi

Doç. Dr. Bahadır SAYGI

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, Nükleer Araştırmalar Ve Teknolojileri Anabilim Dalı

Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Prof. Dr. Haluk YÜCEL

Enstitü Müdürü, Nükleer Bilimler Enstitüsü, Ankara Üniversitesi

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez içerisindeki bilgilerin tamamının doğru olduğunu, tez çalışması süresince bilimsel etiğe uygun davrandığımı ve yararlandığım kaynakların tamamına atıf yaparak belirttiğimi beyan ederim.

15.05.2025

İmza

Tuğçe Sevim OZAN



ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİLERDE KULLANILAN METAL ARTEFAKT AZALIMI YAZILIMLARININ RADYOTERAPİ TEDAVİLERİNDE DOZ DAĞILIMINA ETKİSİNİN ANALİZ EDİLMESİ

TUĞÇE SEVİM OZAN

Ankara Üniversitesi
Nükleer Bilimler Enstitüsü
Medikal Fizik Anabilim Dalı
Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı

Danışman: Doç. Dr. Bahadır SAYGI
İkinci Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Taha ERDOĞAN

Kanser hastalarının %1 ila %4 ünde tümörlü bölge veya tümörün yakınındaki sağlıklı dokuda alınan doz miktarını etkileyecek metal protezler bulunmaktadır. Yapılan çalışmalar yüksek atom numarası ve yoğunluğa sahip metal protezlerin heterojenlik nedeniyle doz dağılımını etkilediğini göstermektedir. Bu nedenle çalışmanın temel amacı BT de artefakt düzeltme algoritmalarının tedavide hedef hacim belirlemedeki ve doz dağılımı üzerindeki etkisini değerlendirmektir.

Bu amaç ile CoCrMo alaşımlı ve Ti6Al4V alaşımlı implantlar kullanılarak bir ekstremité fantomu tasarlanmış, üretilmiş ve kalite kontrolleri yapılmıştır. % doz farkı değerleri MOSFET ve OSL'den elde edilen doz değerlerinin TPS'den elde edilen doz değerleri ile karşılaştırılması sonucu elde edilmiştir. CoCrMo alaşımlı femoral implant için % doz farkı değerleri, MAR(-) 3B-KRT tedavi planlamasında en yüksek %21,27, MAR(+) 3B-KRT tedavi planlamasında en yüksek %10,96, MAR (-) VMAT tedavi planlamasında en yüksek %16,72, MAR(+) VMAT tedavi planlamasında %12,12 olarak OSL dozimetri sistemiyle kaydedilmiştir. Ti6Al4V alaşımlı femur plaka imlantı için % fark değerleri, MAR(-) 3B-KRT tedavi planlamasında en yüksek %13,68, MAR (+) 3B-KRT tedavi planlamasında en yüksek %5,46, MAR(-) VMAT tedavi planlamasında en yüksek 13,98, MAR (+) VMAT tedavi planlamasında %9,96 olarak yine OSL dozimetri sistemiyle kaydedilmiştir. MOSFET dozimetri ile kaydedilen % doz farkı değerleri, OSL sistemi ile kaydedilen % doz farkı değerlerinden daha düşüktür.

Bu farklar metalik implant kaynaklı olduğu için ve MAR algoritması kullanıldığı durumda azalma gösterdiği için radyoterapide tedavi planlamada tercih edilecek bir opsiyon olarak görülmektedir.

Şubat 2025, 67 sayfa

Anahtar Kelimeler: Radyoterapi, artefakt azalımı, MOSFET, OSL

ABSTRACT

ANALYZING THE EFFECT OF METAL ARTIFACT REDUCTION SOFTWARE USED IN COMPUTED TOMOGRAPHY ON DOSE DISTRIBUTION IN RADIOTHERAPY TREATMENTS

Tuğçe Sevim OZAN

Ankara University
Institute of Nuclear Sciences
Health Physics Master Program
Medical Physics Department

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Bahadır SAYGI
Co-Supervisor: Assist. Prof. Dr. Taha ERDOĞAN

Between 1% and 4% of cancer patients have metal prostheses in the tumor area or in healthy tissue near the tumor, which may affect the dose received. Studies have shown that metal prostheses with high atomic number and density affect the dose distribution due to heterogeneity. Therefore, the main aim of this study is to evaluate the effect of artifact correction algorithms on the target volume determination and dose distribution in CT.

For this purpose, an extremity phantom was designed, manufactured and quality controlled using CoCrMo alloy and Ti6Al4V alloy implants. % Dose difference values were obtained by comparing the dose values obtained from TPS with MOSFET and OSL dosimetry systems. The % dose difference values for the CoCrMo alloy femoral implant were recorded by OSL dosimetry system as 21.27% for MAR(-) 3D-CRT treatment planning, 10.96% for MAR(+) 3D-CRT treatment planning, 16.72% for MAR (-) VMAT treatment planning and 12.12% for MAR(+) VMAT treatment planning. For the Ti6Al4V alloy femoral plate implant, the highest dose difference values were 13.68% in MAR(-) 3D-CRT treatment planning, 5.46% in MAR(+) 3D-CRT treatment planning, 13.98% in MAR(-) VMAT treatment planning, and 9.96% in MAR(+) VMAT treatment planning, again with OSL dosimetry. The % dose difference values recorded with MOSFET dosimetry are lower than the % dose difference values recorded with OSL system.

Since these differences are due to metallic implants and decrease when the MAR algorithm is used, it is seen as a preferable option for treatment planning in radiation therapy.

February 2025, 67 pages

Keywords: Radiation therapy, Artifact reduction, MOSFET, OSL

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca sahip olduğu bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen, her zaman yanımda olan çok sevgili tez danışmanlarım Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Öğretim Üyesi Doç. Dr. Bahadır SAYGI' ya ve Afyon Sağlık Bilimleri Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Dr. Taha ERDOĞAN'a teşekkür ederim. Hem derslerinde çok şey öğrendiğim, hem de devam edebilmem konusunda her bakımdan desteği için Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Müdürü Prof. Dr. Haluk YÜCEL'e teşekkür ederim. Verdiği izinle tez çalışmamı yapabildiğim için Afyon Sağlık Bilimleri Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Öğretim Görevlisi Dr. Ecem YİĞİT'e teşekkür ederim.

Tezime olan katkı ve yardımlarından dolayı arkadaşım Sağlık Fizikçisi Dr. Esil ÜNCÜER KARA'ya ve Afyon Sağlık Bilimleri Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Teknikeri Ersel POLAT' a teşekkür ederim.

Eğitim hayatım boyunca kıymetli destekleriyle her zaman yanımda olan annem Nural ORDU, babam Ramazan ORDU ve abim Gürkan ORDU' ya teşekkür ederim. Uzun süren tez çalışmam boyunca büyük sabırla yanımda olan ve destekleyen hayat arkadaşım Soner OZAN'a ve çocuklarım Poyraz, Gökçe ve Göktuğ'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Tuğçe Sevim OZAN
2025

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	iv
SİMGELER DİZİNİ VE KISALTMALAR	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ	ix
1. GİRİŞ	1
2. TEMEL KAVRAMLAR	3
2.1 Biyomalzemeler ve Biyouyumluluk	3
2.1.1 Sınıflandırma	4
2.1.2 Metalik implantlar	4
2.1.3 Biyouyumluluk	5
2.2 Foton Etkileşimleri.....	6
2.2.1 Kohorent saçılma	6
2.2.2 Fotoelektrik etki	7
2.2.3 Compton saçılması	8
2.2.4 Çift oluşum.....	10
2.3 Radyoterapi	11
2.3.1 Eksternal radyoterapi tedavi teknikleri.....	12
2.3.1.1 Üç boyutlu konformal radyoterapi (3B-KRT)	12
2.3.1.2 Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART).....	13
2.3.1.2.1 Statik YART (Step and Shoot Tekniği).....	14
2.3.1.2.2 Dinamik YART (Sliding Window) tekniği.....	15
2.3.1.3 Hacimsel ayarlı ark terapi (VMAT).....	15
2.4 Bilgisayarlı Tomografi.....	16
2.4.1 Bilgisayarlı tomografilerde çalışma prensibi.....	17
2.4.2 Bilgisayarlı tomografide metal artefakt oluşumu	22
2.4.3 Metal artefakt azaltma yöntemleri	25
2.5 Üç Boyutlu Yazıcılar	27

2.6 Optik Uyarmalı Lüminesans (Optically Stimulated Luminescence - OSL)	28
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	30
3.1 Materyaller ve Cihazlar.....	30
3.1.1 MİMİCS v.19 çizim programı.....	31
3.1.2 Voron Trident 3B yazıcı ve ABS filament	31
3.1.3 CoCrMo femur ve Ti6Al4V femur plaka implantı	32
3.1.4 Parafin mum	34
3.1.5 GE Discovery RT bilgisayarlı tomografi cihazı	35
3.1.6 Varian Trilogy RT cihazı	36
3.1.7 Varian Eclipse tedavi planlama sistemi	37
3.1.8 BeO OSL kristali ve Pdose lüminesans ölçüm sistemi	38
3.1.9 MOSFET (Metal-Oxide Semiconductor Field-Effect Transistor) dozimetre	39
3.2 Yöntem	40
3.2.1 Çalışmada kullanılacak ekstremite fantomun modellenmesi, üretilmesi ve BT görüntülemesinin tamamlanması	40
3.2.2 Kalite kontrolü yapılacak ekstremite fantomuna tedavi planlamalarının yapılması	44
3.2.3 Ekstremitenin kalite kontrolünün yapılması	48
4. BULGULAR.....	50
5. TARTIŞMA	56
6. SONUÇ.....	60
KAYNAKLAR	61
EKLER.....	67
EK 1 Etik Kurul İzin Belgesi	67

SİMGELER DİZİNİ VE KISALTMALAR

3B-KRT	3 Boyutlu Konformal Radyoterapi
AAA	Anizotropik Analitik Algoritma
ABS	Akrilonitril Bütadien Stiren
AP	Anterior Posterior
BeO	Berilyum Oksit
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CBCT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
CF	Kalibrasyon Faktörü
CTV	Klinik Hedef Hacim
DRR	Digitally Reconstructed Radiogram
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
FF	Düzleştirilmiş Filtreli
Gy	Gray
HU	Hounsfield Unit
ICRP	Uluslararası Radyolojik Korunma Komisyonu
ICRU	Uluslararası Radyasyon Birimleri Komisyonu
IGRT	Görüntü Klavuzluğunda Radyoterapi
keV	Kiloelektrovolt
LINAK	Medikal Lineer hızlandırıcılar
MAA	Metal Artefakt Azalımı
MAR	Metal Artefakt Düzeltme (Metal Artifact Reduction)
MAR (+)	Metal Artefakt Düzeltme Algoritması Kullanılmış
MAR (-)	Metal Artefakt Düzeltme Algoritması Kullanılmamış
MeV	Megaelektrovolt
MIMICS	Materialise Interactive Medical Image Control System
MLC	Multi Leaf Colimator (Çok Yapraklı Kolimatör)
MOSFET	Metal-Oxide Semiconductor Field-Effect Transistor
MR	Manyetik Rezonans
MU	Monitör Unit
MV	Megavoltaj
OAR	Organ at Risk (Riskli Organ)
OSL	Optik Uyarmalı Lüminesans
PBC	Pencil Beam Convolution
PLA	Poliaktik Asit
PTV	Planlanan Hedef Hacim
RT	Radyoterapi
SEMAR	Single Energy Metal Artifact Reduction
SRS	Stereotaktik Radyocerrahi
SSD	Source – Skin Distance (Kaynak - Cilt Mesafesi)
STH	Bitkisel Tabanlı Biyopolimer
TLD	Termolüminesans Dozimetre
VMAT	Hacimsel Ayarlı Ark Terapi
YART	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1	Koherent saçılma (Khan ve Gibbons 2014)	7
Şekil 2.2	Fotoelektrik etki (Mahuvava 2015)	8
Şekil 2.3	Compton saçılması (Oldman 2001)	9
Şekil 2.4	Çift oluşum (Abdullah 2017)	10
Şekil 2.5	En yaygın radyoterapi tedavi teknikleri	11
Şekil 2.6	Çok yapraklı kolimatör (MLC) (Bortfeld 2006)	13
Şekil 2.7	Statik YART tekniği (Sarali 2015)	15
Şekil 2.8	Dinamik YART Tekniği (Sarali 2015)	15
Şekil 2.9	BT 'de detektör tarafından ölçülen her sinyal, her ışın demetinin geçtiği ortamdaki toplam azalımdır (Bor 2009)	18
Şekil 2.10	BT Skalası ve vücuttaki farklı dokulara karşılık gelen gri seviyeler (İnal 2007)	19
Şekil 2.11	BT'de objenin farklı projeksiyon sayılarıyla görüntüsü (İnal 2007)	21
Şekil 2.12	Halka artefaktı. (a) ve parsiyel volüm artefaktı (b,c) (Barrett ve Keat 2004).	23
Şekil 2.13	Işın sertleşmesi(a), kontrast madde dolayısıyla ışın sertleşmesi (b), metal artefaktı (c) (Barrett ve Keat 2004).	24
Şekil 2.14	OSL malzemenin enerji seviyelerini açıklayan band modeli (Erdoğan 2020)	28
Şekil 3.1	MIMICS Programında DICOM Verilerinin İşlenmesi (Erdoğan 2020)	31
Şekil 3.2	Voron Trident 3B yazıcı (www.vorondesign.com)	32
Şekil 3.3	CoCrMo femural implant bölümleri (www.hipokrat.com.tr)	33
Şekil 3.4	Ti6Al4V femur düz plaka implantı (www.truemed.com.tr)	34
Şekil 3.5	Parafin mum	35
Şekil 3.6	GE Discovery RT bilgisayarlı tomografi cihazı (www.gehealthcare.com.tr)	36
Şekil 3.7	Varian Trilogy RT cihazı (www.varian.com)	37
Şekil 3.8	OSL Dozimetre ve Pdose OSL dozimetre okuma sistemi	39
Şekil 3.9	MOSFET Dozimetre (www.radkor.com)	40
Şekil 3.10	Dijital 3B anatomik modelleme sürecinine ait iş akış şeması (Erdoğan 2020.)	41
Şekil 3.11	Dijital 3B anatomik modelleme sürecinde kullanılan MIMICS programı ..	41
Şekil 3.12	Voron Trident marka 3B yazıcıda fantomun dış kısmının basılması	42
Şekil 3.13	Parafinin 3B baskıya doldurulması ve implantların konumlandırılması	43
Şekil 3.14	Ekstremita fantomunun BT kullanılarak görüntülemesinin tamamlanması	43
Şekil 3.15	Fantomun Ti6Al4V implant yerleşimli bölgesinin sırasıyla MAR (+) ve MAR (-) çekilen tomografi görüntüsü	44
Şekil 3.16	Fantomun CoCrMo implant yerleşimli bölgesinin sırasıyla MAR (+) ve MAR (-) çekilen tomografi görüntüsü	44
Şekil 3.17	Fantomun Ti6Al4V implant yerleşimli bölgesinin MAR (+) görüntüsüne ait 3B-KRT planlama doz dağılımı	45
Şekil 3.18	Fantomun Ti6Al4V implant yerleşimli bölgesinin MAR (-) görüntüsüne ait 3B-KRT planlama doz dağılımı	45
Şekil 3.19	Fantomun Ti6Al4V implant yerleşimli bölgesinin MAR (+) görüntüsüne ait	

	VMAT planlama doz dağılımı	46
Şekil 3.20	Fantomun Ti6Al4V implant yerleşimli bölgesinin MAR (-) görüntüsüne ait VMAT planlama doz dağılımı	46
Şekil 3.21	Fantomun CoCrMo implant yerleşimli bölgesinin MAR (+) görüntüsüne ait 3B-KRT planlama doz dağılımı	47
Şekil 3.22	Fantomun CoCrMo implant yerleşimli bölgesinin MAR (-) görüntüsüne ait 3B-KRT planlama doz dağılımı	47
Şekil 3.23	Fantomun CoCrMo implant yerleşimli bölgesinin MAR (+)görüntüsüne ait VMAT planlama doz dağılımı	48
Şekil 3.24	Fantomun CoCrMo implant yerleşimli bölgesinin MAR (-) görüntüsüne ait VMAT planlama doz dağılımı	48
Şekil 3.25	BeO OSL ve MOSFET sistemlerinin fantomda konumlandırılması	49
Şekil 3.26	Ekstremitte fantomunun sırasıyla CoCrMo implant yerleşimli bölgesinin, Ti6Al4V implant yerleşimli bölgesinin LAT DRR ve CoCrMo implant yerleşimli bölgesinin CBCT kurulum (setup) görüntüsü	49

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1	BT'deki metal artefaktlar için parametre ayarlarının etkileri (Gjesteby vd. 2016).....	26
Çizelge 4.1	CoCrMo implantı için ortalama HU değerleri ve standart sapmaları	50
Çizelge 4.2	Ti6Al4V implantı için ortalama HU değerleri ve standart sapmaları	51
Çizelge 4.3	MAR (-) CoCrMo alaşımlı femural implant için 3B-KRT ölçüm sonuçları	51
Çizelge 4.4	MAR (+) CoCrMo alaşımlı femural implant için 3B-KRT ölçüm sonuçları	52
Çizelge 4.5	MAR (-) CoCrMo alaşımlı femural implant için VMAT ölçüm sonuçları	53
Çizelge 4.6	MAR (+) CoCrMo alaşımlı femural implant için VMAT ölçüm sonuçları	53
Çizelge 4.7	MAR (-) Ti6Al4V alaşımlı femur plaka implant için 3B-KRT ölçüm sonuçları	54
Çizelge 4.8	MAR (+) Ti6Al4V alaşımlı femural implant için 3B-KRT ölçüm sonuçları	54
Çizelge 4.9	MAR (-) Ti6Al4V alaşımlı femur plaka implant için VMAT ölçüm sonuçları	55
Çizelge 4.10	MAR (+) Ti6Al4V alaşımlı femur plaka implant için VMAT ölçüm sonuçları	55

1. GİRİŞ

Radyoterapi, kanserle mücadele eden birçok insan için etkin bir tedavi seçeneğidir ve mümkün olduğunca çok sağlıklı dokuyu korurken tümörleri hedef alma ve küçültme şansı sunar (Chandra vd. 2021). Başarılı radyoterapinin merkezinde, tümör bölgesinin haritasını çıkarmak için ayrıntılı görüntülemeye dayanan hassas tedavi planlaması yer alır. Bilgisayarlı Tomografi (BT) taramaları, doz hesaplamalarına ve tedavi stratejilerine rehberlik etmek için anatomi ve doku yoğunluğu hakkında temel bilgiler sağlayan bu sürecin temel taşıdır (Alaei vd. 2014). Ancak diş dolguları, ortopedik protezler ve cerrahi donanım gibi metal implantlar bu süreci zorlaştırabilir. Bu malzemeler genellikle BT görüntülerinde çizgiler veya gölgeler oluşturarak önemli ayrıntıların görülmesini zorlaştırır ve tedavi planlaması için çok önemli olan ölçümlerin doğruluğunu bozar. Artefakt olarak bilinen bu bozulmalar, daha az hassas radyasyon verilmesine yol açarak potansiyel olarak tedavinin etkinliğini etkileyebilir ve sağlıklı dokuların radyasyona maruz kalma riskini artırabilir (Fleßner vd. 2015). Bu zorluğun üstesinden gelmek için gelişmiş Metal Artefakt Azaltma (MAA) yazılım algoritmaları geliştirilmiştir. Bu araçlar, metal implantların neden olduğu bozulmaları azaltarak veya hatta ortadan kaldırarak BT görüntülerini temizlemek için çalışır. MAA yazılımı, ara değerlendirme (interpolasyon) yöntemleri, yinelemeli rekonstrüksiyon ve çift enerjili görüntüleme gibi daha karmaşık teknikler kullanarak daha net görüntüler ve daha doğru ölçümler sağlamayı amaçlamaktadır (Gjesteby vd. 2016). MAA teknolojisi tanısal görüntülemede umut vaat ederken, radyoterapi doz planlaması üzerindeki etkisi tam olarak anlaşılamamıştır. Radyoterapi büyük ölçüde BT taramalarından elde edilen hassas ölçümlere bağlı olduğundan, MAA yazılımının getirdiği değişiklikler tedavi planlamasını iyileştirebilir veya zorlaştırabilir. Bu etkilerin anlaşılması, klinik uygulamada kullanımı hakkında bilinçli kararlar vermek için gereklidir (Kidoh vd. 2014). AAPM Task Group TG-63' e göre kanser hastalarının %1 ila %4 ünde tümörlü bölge veya tümörün yakınındaki sağlıklı dokuda alınan doz miktarını etkileyecek metal protezler bulunmaktadır (Reft vd. 2003). Yapılan çalışmalar yüksek atom numarası ve yoğunluğa sahip metal protezlerin heterojenlik nedeniyle doz dağılımını etkilediğini göstermektedir (Singh vd. 2024). Vücudun diz, eklem, kol, kalça gibi kısımlarında kullanılan protezlerin yüksek atom numaralarına sahip olduğu gerçeği göz önüne alındığında radyoterapideki doz

dağılımında önemli bir etkiye sahip olduğu söylenebilir. Protez varlığında, saçılan radyasyon nedeniyle birincil radyasyonun soğurulması azalabilir veya artabilir. Bu durum hedeflenen dokuya, hedeflenen radyasyon dozunun az veya çok verilmesine neden olur (Alvarez vd. 2021).

Günümüzde metalik implantlara sahip insan sayısının artmasıyla, RT’de tedavi planlaması öncesinde alınan BT görüntüleri üzerinde de metal artefakt görülme oranı artmıştır (Giantsoudi vd. 2017). Metal protez tarafından aşırı foton soğurumu ile belirgin görüntü artefaktları, BT numarası hataları, yoğunluk hataları ve doz hesaplama hataları oluşmaktadır (Giantsoudi vd. 2017). Mevcut BT tarayıcılarında demet sertleşmesi, saçılan radyasyon ve gürültü oluşumu için bir dizi düzeltme adımı içermesine rağmen, metal implantların RT tedavi alanının içinde veya yakınında bulunduğu, bu düzeltmeler yeterli olmaz (Abramovitch ve Rice 2014). BT taramasında oluşan metal artefaktlar, RT tedavi planlaması için hedef hacim belirlemede ve kritik organların konturlanmasında zorluğa sebep olduğu gibi, doz hesaplama doğruluğunda da ciddi azalmalara neden olmaktadır. Bu nedenle metal implant varlığında RT tedavi dozunu belirlemek önemli hale gelmektedir (Gupta vd. 2015). Protezlerin dokuya göre yüksek yoğunluğu ve atom numarası, ışınlar bu yapılardan geçtiğinde radyoterapi dozunun hesaplanmasında zorluklar yaratır. Radyoterapide tedavi öncesi alınan, protezlerin BT görüntülemesi sırasında örtüşme (üst üste binme) nedeniyle çizgi artefaktları oluşmaktadır. Bu artefaktlar, görüntülerin tanısal kalitesini düşürür ve doz hesaplaması için gereken yoğunluk bilgisinde hataya sebep olur (Jeon vd. 2024). Bu çalışmanın temel amacı kullanılacak metalik protezlerin radyoterapi tedavi dozundaki etkisini değerlendirmektir ve bu çalışmanın ikincil amacı ise BT de artefakt düzeltme yöntemlerinin tedavide hedef belirleme ve doz hesabı üzerine etkisini değerlendirmektir.

Bu tez çalışması altı bölümden oluşmaktadır. Birinci bölümde araştırma problemi ve temeli açıklanmıştır. İkinci bölümde, tez çalışmasına dair temel kavramlar sunulmuştur. Üçüncü bölümde, kullanılan materyal ve yöntemler açıklanmıştır. Dördüncü bölümde elde edilen veriler sunulmuştur. Beşinci bölümde elde edilen veriler üzerinden literatür ile karşılaştırma yapılmış, son bölümde de konuyla ilgili önerilerde bulunulmuştur.

2. TEMEL KAVRAMLAR

2.1 Biyomalzemeler ve Biyouyumluluk

"Biyomalzeme" tanımının en erken örneklerinden biri, 1967 yılında Dr. Jonathan Cohen tarafından verilmiştir (Cohen 1967). Cohen'in önerdiği kategoriler metaller, kemik ve greft olarak kullanılan kemik türevleri, plastikler, seramikler ve kompozitler özellikle ortopedi alanına odaklanıldığında neredeyse kapsamlı sayılabilir. Mercan (Guillemin vd. 1987) veya biyoglass (Moore vd. 2001) gibi kemik türevi olmayan greft malzemeleri henüz kullanımda değildi. Biyomalzeme" terimi için ilk geniş kabul gören tanım, 1974 yılında Clemson, Güney Carolina (ABD) kentinde düzenlenen altıncı "Yıllık Uluslararası Biyomalzeme Sempozyumu" sırasında ortaya atılmıştır: "Biyomalzeme, canlı bir sistem içine implante edilmek veya onunla bütünleşmek üzere tasarlanmış, sistematik olarak farmakolojik açıdan inert bir maddedir." Hem inert (nötr) hem de aktif maddeleri kapsayan, geniş çapta kabul gören bir biyomalzeme tanımı ilk kez 1982 yılında Bethesda, Maryland (ABD) kentinde düzenlenen "Ulusal Sağlık Enstitüleri Biyomalzemelerin Klinik Uygulamaları Üzerine Konsensüs Geliştirme Konferansı Bildirisi" sırasında yapılmıştır (Patel ve Gohil 2012): "Vücut dokusu, organı veya fonksiyonunu tedavi eden, destekleyen veya yerine geçen bir sistemin bütünü ya da parçası olarak herhangi bir süre boyunca kullanılabilen, ilaç dışındaki, sentetik ya da doğal kökenli bir madde veya madde kombinasyonu." Bu tanım, temelde Dr. Cohen'in (1967) açıklamasının bir genişletmesi olup iki önemli eklemeyi içermektedir: "in vivo (canlı) süre" kavramı ve biyomedikal işlevin öneminin açıkça belirtilmesi. Biyomalzemelerin performansının zamanla sürmesi beklenmekte ve olası olumsuz reaksiyonların yalnızca başlangıç uygulaması sırasında değil, tüm kullanım süresi boyunca önlenmesi gerekmektedir. Yaşam süresinin artmasıyla daha güvenli ve daha uzun ömürlü biyomalzemelere olan ihtiyaç da artmıştır. 1987 yılında tamamen farklı ve yenilikçi bir biyomalzeme tanımı yapılmıştır (Williams 1987): "Biyomalzeme, tıbbi bir cihazda kullanılan, biyolojik sistemlerle etkileşime girmesi amaçlanan, canlı olmayan bir malzemedir." Bu tanım ilaçları açıkça dışlamamakla birlikte "canlı olmayan" kavramı etrafında şekillenmektedir. Buna göre biyomalzemelerin uygulandıklarında "canlı dokulardan" oluşmaması gerekmektedir (Ścierski 2010). En yaygın kabul gören biyomalzeme tanımı aslında 1991 yılında Birleşik

Krallık'ın Chester kentinde düzenlenen "Konsensüs Konferansı" sırasında yapılmıştır: "İlaçlar dışında herhangi bir madde veya madde kombinasyonu, sentetik ya da doğal kökenli, vücut dokusu, organı veya fonksiyonunu kısmen ya da tamamen destekleyen veya değiştiren ve bireyin yaşam kalitesini sürdürmek veya iyileştirmek amacıyla herhangi bir süreyle kullanılabilen malzeme." (Greco vd. 2004) 1982 yılındaki tanıma yapılan en önemli ekleme "yaşam kalitesinin iyileştirilmesi" kavramıdır (Greco vd. 2004). Buna göre, bir malzemenin biyomalzeme olarak tanımlanabilmesi için uygulamasından elde edilen faydaların dezavantajlarından açıkça üstün olması gerekmektedir. Ancak, her bireyin yaşam kalitesini değerlendirmek için net ve evrensel olarak kabul edilmiş standartların olmaması bu tanımın muhtemelen tüm olası uygulamaları kapsayacak kadar geniş ama bir o kadar da belirsiz ve göreceli olduğunu göstermektedir (Fitzpatrick vd. 1992).

2.1.1 Sınıflandırma

Biyomalzemeleri sınıflandırmanın en yaygın iki yolu, fiziksel veya fizikokimyasal yapısına göre (metal, seramik, polimer ve kompozitler) ve biyolojik çevreyle etkileşim derecesine göre (inert, biyolojik olarak aktif, biyoabsorbe edilebilir) yapılmaktadır. Her iki sınıflandırma da anlamlı olmakla birlikte, tarihsel keşifler dizisine bakıldığında yetersiz veya karışıklığa sebep olabilir. İnsanlık, ilk inert seramiği sentezleyebilmeden çok önce, istemeden de olsa polimer matris kompozit malzemeleri (katran) kullanarak göz implantları üretmiştir (Seymour ve Kauffman 1992).

2.1.2 Metalik implantlar

Metalik implantlar, kas-iskelet sistemi gibi zorlu mekanik koşullarla en uyumlu malzemelerden biri olarak öne çıkar. Bu malzemeler, özellikle ağır, uzun süreli ve ani yüklemelere karşı gösterdikleri dayanıklılık nedeniyle tercih edilmektedir. Yani, belirli sınırlar içinde, özelliklerini kaybetmeden bu tür yüklemelere karşı dayanabilirler. Metalik implantlar, saf metal ve alaşım elemanları olarak iki ana kategoriye ayrılırlar. Bu

sınıflandırma, malzemelerin özelliklerine ve kullanım alanlarına göre belirlenir (Gür ve Taşkın 2004). İmplant malzemesi olarak paslanmaz çelikler, Co-Cr alaşımları ve Ti alaşımları tercih edilmektedir. CoCrMo alaşımlı malzemeler iyi mekanik özelliklerinden ve ağır yüklere karşı dayanımından dolayı kalça ve diz atroplastisinde, bunun yanında da dişçilikte tercih edilmektedir. Diz, kalça ve diş implantlarında kullanılan Ti implantlar ise iyi biyoyumluluk özellikleri ve hafif olması avantajlarının yanında üretimi zor ve pahalıdır (Güner ve Meran 2020)

2.1.3 Biyoyumluluk

Biyoyumluluk, biyomalzeme bilimi alanında sıkça bahsedilen bir terim olmasına rağmen, gerçekte neyi kapsadığı ve bu kavramı tanımlayan temel mekanizmalar hakkında hala önemli bir belirsizlik bulunmaktadır. Liverpool'da düzenlenen 2. Konsensüs Konferansı'nda, uzmanlar biyoyumluluğu “bir malzemenin belirli bir uygulamada uygun bir konak tepkisiyle performans gösterme yeteneği” olarak tanımlamıştır (Gatti ve Knowles 2002). Bu tanım, biyoyumlu malzemelerin tamamen “inert” olması gerekmediğini, esas önemli olanın konağın vücudunun malzemeye nasıl tepki verdiği olduğunu vurgulamaktadır. Ancak bu geleneksel yaklaşımı zorlayan iki önemli değişim olmuştur. İlk olarak, bazı tıbbi uygulamalar, malzemelerin inert malzemelerde olduğu gibi yalnızca göz ardı edilmek yerine dokularla aktif bir şekilde etkileşime girmesini gerektiriyordu. İkinci olarak, diğer bazı uygulamalar, malzemelerin vücutta süresiz olarak kalmak yerine zamanla bozunmasını gerektiriyordu. Bu değişiklikler, biyoyumluluğa daha dinamik bir bakış açısı ihtiyacını ortaya koymuştur. Bu nedenle, 2008 yılında biyoyumluluk kavramı: “Bir malzemenin, bir tıbbi terapi ile ilgili olarak istenilen işlevini yerine getirme yeteneği; alıcı ya da bu terapiden faydalanan kişide herhangi bir istenmeyen yerel veya sistemik etki oluşturmada, o spesifik durumda en uygun faydalı hücrel ya da doku tepkisini oluşturma ve bu terapinin klinik olarak ilgili performansını optimize etmesi” şeklinde yeniden tanımlanmıştır (Williams 2008). Bu güncellenmiş tanım, zararı önlemenin ötesinde, faydalı doku tepkilerini ve tıbbi terapilerin genel etkinliğini önceliklendiren daha düşünceli ve nüanslı bir yaklaşımı vurgulamaktadır.

2.2 Foton Etkileşimleri

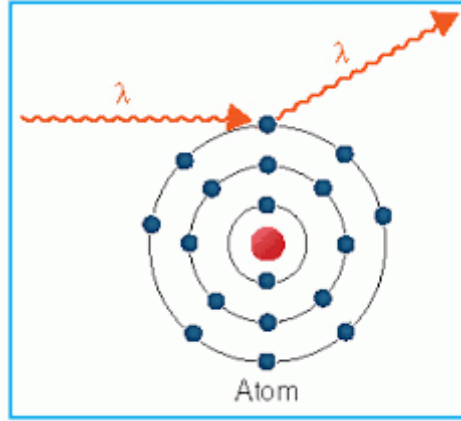
Bir x veya gama ışını, bir ortamdan geçtiğinde, fotonlar ve madde arasında etkileşim gerçekleşebilir ve bu etkileşim sonucunda ortama enerji aktarılır. Bu enerji transferinin ilk adımı, ortamın atomlarından elektronların fırlatılmasını içerir. Fırlatılan bu yüksek hızlı elektronlar, yolları boyunca atomların iyonlaşmasına ve uyarılmasına yol açarak enerjilerini aktarır. Eğer bu soğurucu ortam vücut dokularından oluşuyorsa, birikmiş enerji hücrelere zarar vererek onların üreme kapasitelerini yok edebilir. Ancak, çoğu zaman soğurulan enerji ısıya dönüşür ve biyolojik bir etki yaratmaz.

Bir foton ışını, bir malzeme tarafından absorbe edildiğinde, dört ana etkileşim türünden biriyle azalır: kohorent saçılma, fotoelektrik etki, Compton saçılması ve çift oluşum (Khan ve Gibbons 2014).

Bu etkileşimlerin her biri, fotonun enerjisi ve soğurucu malzemenin atom numarasına bağlı olarak farklı azalım katsayılarıyla tanımlanır.

2.2.1 Kohorent saçılma

Kohorent saçılma, Rayleigh saçılması veya klasik saçılma olarak bilinir. Bu süreç, elektromanyetik radyasyonun dalga özelliğini göz önünde bulundurarak açıklanabilir. Foton etkileşmesi, bir elektromanyetik dalganın elektronun yakınından geçerek onu salınımına neden olur. (Şekil 2.1). Salınan elektron, enerjiyi gelen dalga ile aynı frekansta yeniden yayar. Bu durumda, saçılan x-ışını gelen ışınla aynı dalga boyuna sahip olur. Bu da demek oluyor ki, fotonun hareketi sırasında enerji kaybı yaşanmaz ve ortamda herhangi bir enerji soğurulmaz. Tek etkisi, fotonun küçük bir açıyla saçılmasıdır (Podgorsak 2005, Khan ve Gibbons 2014).



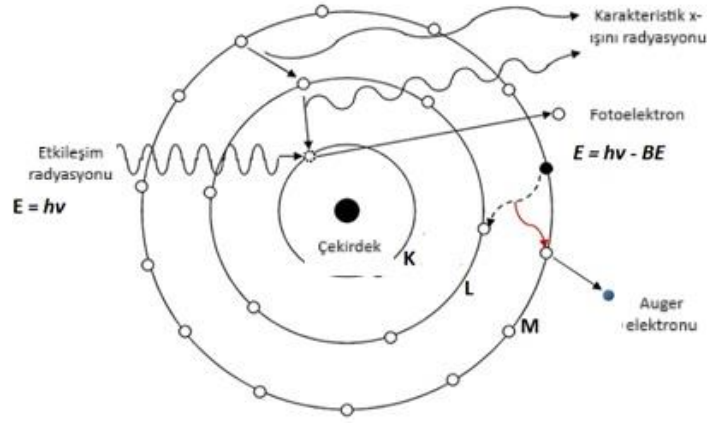
Şekil 2.1 Koherent saçılma (Khan ve Gibbons 2014)

Kohorent saçılma, genellikle yüksek atom numarasına sahip malzemelerde düşük enerjili fotonların etkileşime girmesiyle gerçekleşir. Bu durumda, fotonlar malzemenin atomlarıyla etkileşimde bulunarak ortamdan küçük bir açıyla saçılır, ancak bu süreçte enerji kaybı olmaz (Khan ve Gibbons 2014).

2.2.2 Fotoelektrik etki

Fotoelektrik etki, bir fotonun bir atom tarafından tamamen soğurulması ve ardından bu fotonun enerjisinin atomdaki bir elektron tarafından alınarak fırlatılması ile gerçekleşir (Şekil 2.2). Bu etkileşimde, fotonun tüm enerjisi ($h\nu$) atom tarafından soğurulur ve atomik elektrona aktarılır. Fırlatılan elektronun (fotoelektron) kinetik enerjisi, gelen fotonun enerjisinin ($h\nu$) atomdaki elektronun bağlanma enerjisinden (E_b) farkı kadar olur ($h\nu - E_b$). h , Plank sabitini temsil eder.

Fotoelektrik etki genellikle atomun iç kabuklarından biri, yani K, L, M ya da N kabuğunda gerçekleşir. Fotoelektron atomdan fırlatıldıktan sonra, oluşan boşluk nedeniyle atom uyarılır. Atom, kararlı hale gelmek için bir üst yörüngeden bir elektron gönderir ve bu işlem sırasında karakteristik bir x-ışını yayılır. Ayrıca, fotoelektronun kinetik enerjisi, etkileşimin gerçekleştiği ortamda soğurulur. Yayınlanan x-ışını da bu ortamda tekrar fotoelektrik etki yaratabilir veya Auger elektronlarının yayınlanmasına yol açabilir (Khan ve Gibbons 2014).



Şekil 2.2 Fotoelektrik etki (Mahuvava 2015)

Yüksek atom numarasına sahip malzemelerde, karakteristik fotonlar daha yüksek enerjili olur ve bu fotonlar, fotoelektronların hareket ettiği mesafelerden çok daha fazla enerji biriktirebilir. Fotoelektrik etkinin gerçekleşme olasılığı, gelen elektronun enerjisine ve malzemenin atom numarasına bağlı olarak değişir (Eşitlik 2.1). Bu ilişki, şu şekilde ifade edilebilir (Knoll 2010):

$$\frac{\tau}{\rho} \approx \frac{Z^m}{E^n} \quad (2.1)$$

Eşitlikte verilen E gelen fotonun enerjisi, Z hedef malzemenin atom numarası, m= 3 – 3,5 ve n= 4 – 4,5 arasında değişen bir sabittir (Knoll 2010). Bu eşitliğe göre, düşük foton enerjisi ve yüksek atom numarasına sahip malzemelerde fotoelektrik etki olasılığı daha yüksek olur. Yani, fotonların enerjisi azaldıkça ve malzemenin atom numarası arttıkça, fotoelektrik etkinin gerçekleşme ihtimali artar. Düşük foton enerjisi ve yüksek atom numarasına sahip malzemelerde fotoelektrik etki olasılığı artar, çünkü bu koşullar fotoelektrik etkiyi teşvik eder (Khan ve Gibbons 2014).

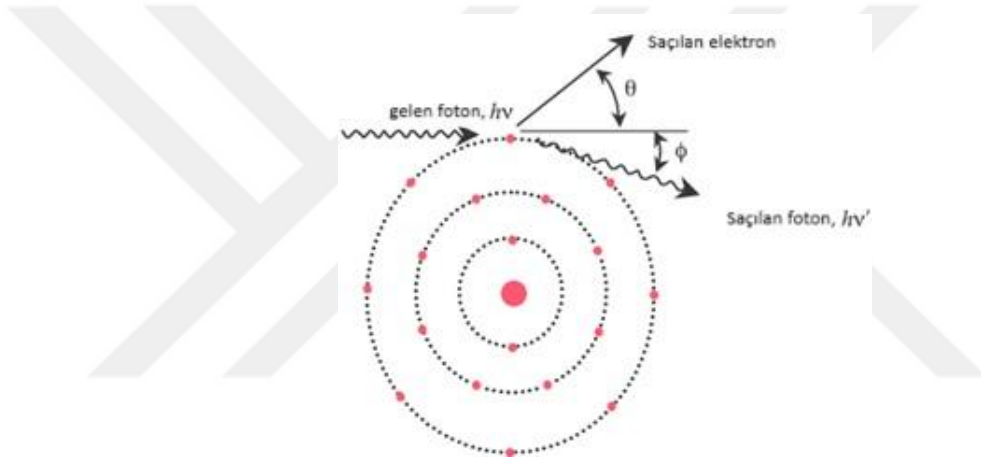
2.2.3 Compton saçılması

Compton saçılması, gelen fotonun atomun dış yörüngesindeki bir elektronla etkileşime girmesiyle gerçekleşir (Şekil 2.3). Bu etkileşimde, elektronun bağlanma enerjisi fotonun enerjisinden çok daha düşük olduğu için, elektron fotondan bir miktar enerji alır ve belirli

bir açıyla saçılır (θ). Aynı zamanda foton da enerjisini kaybeder ve farklı bir açıyla (ϕ) saçılır. Compton süreci, foton ve elektron arasındaki inelastik çarpışmayı temsil eder. Enerji ve momentumun korunumu gereği, bu etkileşim şu şekilde ifade edilebilir (Eşitlik 2.2) (Podgorsak 2005):

$$h\nu' = h\nu_0 - E_K \quad (2.2)$$

Burada, gelen fotonun enerjisi $h\nu_0$, saçılan fotonun enerjisi $h\nu'$ (Eşitlik 2.3) ve saçılan elektronun kinetik enerjisi E_K 'dir (Eşitlik 2.4) .



Şekil 2.3 Compton saçılması (Oldman 2001)

$$h\nu' = h\nu_0 \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos\phi)} \quad (2.3)$$

$$E_K = h\nu_0 \frac{\alpha(1 - \cos\theta)}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \quad (2.4)$$

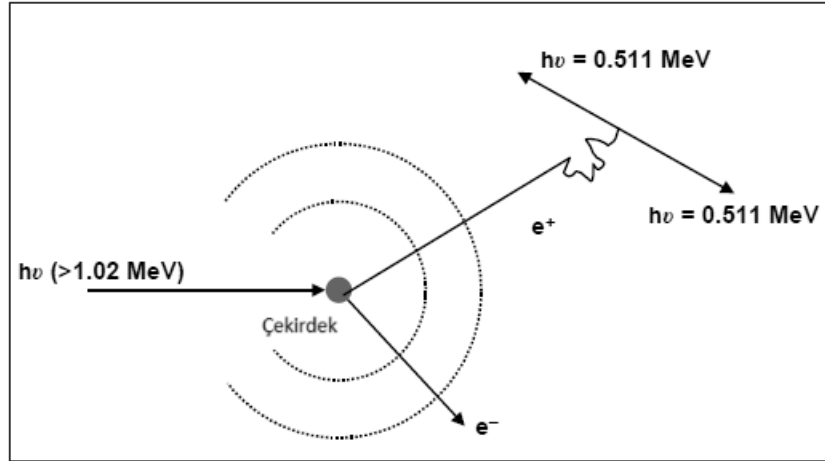
$$\alpha = h\nu_0/m_0c^2 \quad (2.5)$$

m_0c^2 elektronun durgun haldeki 0,511 MeV'lik enerjisidir.

Compton saçılması, radyoterapide en sık karşılaşılan etkileşim türlerinden biridir. Bu sürecin gerçekleşme olasılığı, foton enerjisinin artmasıyla orantılıdır ve atom numarasından çok, atomun elektron yoğunluğuna bağlıdır. Elektronla aktarılan kinetik enerji, saçılan fotonun açısıyla doğru orantılıdır ve genellikle foton enerjisinin artmasıyla birlikte artar.

2.2.4 Çift oluşum

Bir fotonun enerjisi 1.02 MeV'den büyük olduğunda, çift oluşum adı verilen bir süreç başlayabilir. Bu durumda foton, atom çekirdeğinin elektromanyetik alanıyla etkileşerek enerjisini negatif yüklü bir elektron (e^-) ve pozitif yüklü bir pozitron (e^+) çiftine aktarır (Şekil 2.4). Bağlı durumdaki bir elektronun enerjisi 0.511 MeV olduğundan, çift oluşturmak için gereken minimum enerji 1.02 MeV'dir. Fotonun enerjisi bu eşik değeri geçtiğinde, fazla enerji elektron-pozitron çiftine kinetik enerji olarak aktarılır. Bu kinetik enerji miktarı, $(h\nu - 1.02)$ şeklinde ifade edilebilir.

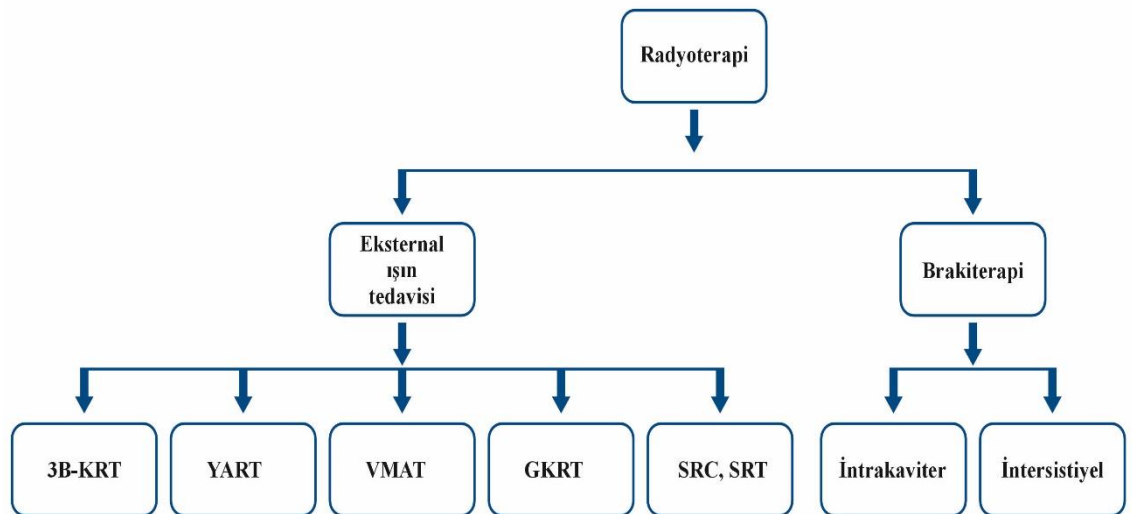


Şekil 2.4 Çift oluşum (Abdullah 2017)

Oluşan elektron, ortamda serbest bir elektron olarak etkileşimde bulunurken, oldukça kısa bir ömre sahip olan pozitron, bir yörünge elektronu ile birleşir. Bu birleşme sonucu, zıt yönlerde hareket eden ve her biri 0.511 MeV enerjiye sahip iki anihilasyon fotonu salınarak pozitron yok olur. Böylece, momentum ve enerji korunmuş olur. Bu fotonlar daha sonra fotoelektrik etki yoluyla ortam tarafından soğurulur.

2.3 Radyoterapi

Radyoterapi (RT), çoğunlukla kanser hastalarının ve bazı kötü huylu olmayan hastalıkların tedavisinde tek başına veya cerrahi, kemoterapi gibi diğer tedavi yöntemleriyle kombine olarak kullanılan iyonlaştırıcı radyasyon yoluyla yapılan bir tedavi yöntemidir. Aynı zamanda terapötik radyasyonun biyolojik ve fiziksel temellerinin değerlendirildiği bir disiplindir. RT'nin amacı, iyi hesaplanmış bir radyasyon dozunu tanımlanmış, önceden belirlenen bir tedavi hacmine vermek; çevre sağlıklı dokulara en az zarar vermeyi hedeflemek ve kanser hastalarının yaşam kalitesini ve sağkalımını artırmak için tümör hücrelerinin tamamen yok edilmesini sağlamak veya tümöral büyüme hızını önlemektir. Radyoterapi, dış (eksternal) ve iç (internal) olmak üzere iki şekilde uygulanır. Özellikle foton ve elektron demetleri kullanılarak uygulanan eksternal radyoterapi ve internal radyoterapinin çeşitli uygulama modaliteleri bulunmaktadır. Radyoterapide kullanılan radyasyon türleri elektromanyetik (x ve gama ışınları) ve parçacıklardır (elektronlar, protonlar ve nötronlar). Tedavi tekniğine bağlı olarak eksternal (harici) tedaviler uzak bir kaynaktan (çoğunlukla x, gama ışınları ve elektron parçacıkları gibi), brakiterapi tedavileri ise temas yolu ile veya daha ya0020kın mesafelerden, kaynakların doğrudan cilde, vücut içi kavite veya boşluklara gama ışınları ve beta parçacıkları kullanılarak afterloading (sonradan yüklemeli) sistemleri ile uygulanması şeklinde verilmektedir (Şekil 2.5) (Dirican 2007).



Şekil 2.5 En yaygın radyoterapi tedavi teknikleri

2.3.1 Eksternal radyoterapi tedavi teknikleri

Günümüzde yaygın olarak kullanılan eksternal RT modaliteleri, Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART), Hacimsel Ayarlı Ark Terapi (VMAT), Görüntü Klavuzluğunda Radyoterapi (GKRT), Stereotaktik Radyo Cerrahi (SRC) ve Stereotaktik Radyoterapi (SRT)'dir. Geleneksel 60Co teleterapi tekniği ise klinikte artık terk edilmeye başlanmıştır. GKRT, aslında konformal radyoterapinin daha hassas uygulanmasına imkan sağlayan sistemlerin gelişmesiyle ortaya çıkmış bir tedavi modalitesidir. Tedavi uygulanacak bölgede hareketli organlar varsa (solunum hareketi, bağırsak hareketleri), hareket kaynaklı olumsuzlukların elimine edildiği bir tedavi biçimidir. SRC ve SRT en gelişmiş konformal RT teknikleridir. Farklı açılardan belirlenmiş hedef hacme yönlendirilen ışın demetleri çakışma bölgesinde yüksek dozlara çıkarken, normal dokuda hızlı doz düşüşüne imkan sağlamaktadır. SRC tekniğinde hedef hacme tedavi dozu tek fraksiyonda verilirken SRT tekniğinde 2-5 fraksiyonda uygulanmaktadır.

2.3.1.1 Üç boyutlu konformal radyoterapi (3B-KRT)

Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), 20. yüzyılın son çeyreğinde gerçekleşen teknolojik ilerlemelerle birlikte önemli bir gelişim göstermiştir. Geçmişte, tedavi alanlarının şekillendirilmesi radyoterapi cihazlarının birincil kolimatörleri aracılığıyla kare ve dikdörtgen formlarda gerçekleştirilmekteydi. Zamanla, alan kenarlarında kurşun veya serrobend blokların kullanımıyla tümör hacmini daha hassas bir şekilde ışınlamaya yönelik teknikler geliştirilmiştir. Teknolojideki ilerlemeler sayesinde, günümüzde taşınması ve uygulanması daha pratik olan, gantriye entegre edilmiş bilgisayar kontrollü ikincil alan şekillendiriciler, yani çok yapraklı kolimatörler (MLC), yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (Şekil 2.6). Bu sistemler, tedavi alanlarının daha hassas ve kişiye özel şekillendirilmesine olanak tanıyarak tedavi etkinliğini artırmaktadır (Ezzell vd. 2003, Galvin vd. 2004).

Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT), bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinden elde edilen üç boyutlu anatomik verileri temel alarak, MLC veya bloklar

yardımıyla tümör hacmine uyumlu doz dağılımları oluşturmayı amaçlayan bir tekniktir. Bu yöntem, tümör ve hedef dokulara yüksek dozda ışın verilmesini sağlarken, tümörü çevreleyen sağlıklı dokuların maksimum düzeyde korunmasını hedeflemektedir (Khan ve Gibbons 2014).



Şekil 2.6 Çok yapraklı kolimatör (MLC) (Bortfeld 2006)

Konvansiyonel radyoterapiye kıyasla 3B-KRT'nin en önemli avantajı, üç boyutlu simülasyon görüntüleri üzerinde doz dağılımının doğrudan görülebilmesi ve değerlendirilebilmesine olanak tanınmasıdır. Bu sayede, kritik organların maruz kalacağı dozlar daha hassas hesaplanarak, sağlıklı dokuların korunması daha etkin bir biçimde sağlanabilir (Çetinkaya 2013).

2.3.1.2 Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART)

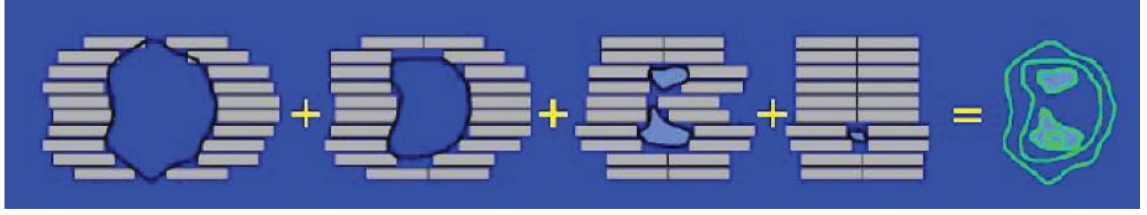
Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART), 3B-KRT'nin modern bir versiyonudur. Bu teknikte, kama (wedge) ve kompensatör filtreler gibi yoğunluk ayarlayıcı modülatörler kullanılarak ışın yoğunlukları modifiye edilip heterojen doz dağılımları oluşturulabilmektedir. Ancak, bu modülatörler istenilen yoğunluk dağılımını sağlamak için yeterli olmamakta, bu nedenle günümüzde bilgisayar kontrollü, hareketli MLC

kullanılmaktadır. YART'ın temel amacı, hedeflenen tümör volümüne mümkün olan en yüksek dozu uygularken, çevredeki sağlıklı dokuların ve riskli organların maruz kaldığı radyasyon dozunu en aza indirerek tümör kontrolünü en üst düzeye çıkarmaktır. Bu süreç, tedavi planlamasında kullanılan optimizasyon algoritmaları sayesinde gerçekleştirilmektedir. Planlama sürecinde, belirlenen hedef hacim için minimum ve maksimum doz değerleri, riskli organlar için tolerans doz sınırları ve sistemin bu parametreleri sağlamak için takip edeceği öncelik sırası gibi kriterler, ters planlama algoritması aracılığıyla belirlenmektedir. Hedeflenen doz dağılımı sisteme önceden girilir ve optimizasyon algoritmasının bu değerlere en uygun çözümü üretmesi beklenir. Optimizasyon işlemi tamamlandıktan sonra oluşturulan doz-hacim histogramları incelenerek, belirlenen kriterlere en uygun doz dağılımının sağlanıp sağlanmadığı değerlendirilir (Khan ve Gibbons 2014).

YART tekniği, özellikle hedef volümün karmaşık bir üç boyutlu yapıya sahip olduğu ve konkav bir şeklin içinde kritik organların bulunduğu durumlarda, doz dağılımını optimize ederek önemli avantajlar sağlar. Bu sayede, tümörlü dokuya yüksek doz uygulanırken çevredeki sağlıklı dokular daha iyi korunabilir. Ancak, YART'ın en önemli dezavantajlarından biri, normal dokuların daha geniş bir alanda düşük doz radyasyona maruz kalmasıdır. Bu durum, özellikle uzun vadede ikincil kanser gelişme riskini artırabileceği için dikkatle değerlendirilmesi gereken bir faktördür. Bu nedenle, tedavi planlamasında risk-yarar dengesi gözetilerek hasta özelinde en uygun doz dağılımı belirlenmelidir (Çetinkaya 2013).

2.3.1.2.1 Statik YART (Step and Shoot Tekniği)

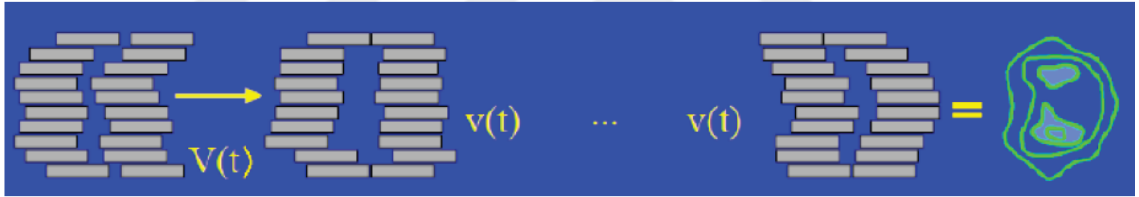
Çoklu segment tekniği, çeşitli küçük, homojen ve farklı ağırlıklara sahip çok sayıda MLC kullanılarak şekillendirilmiş alan segmentlerinden oluşur (Şekil 2.7). Bu teknikte, ışınlama yalnızca MLC'lerin pozisyonlarına ulaşıldığında ve gantri açısı gibi diğer parametreler planlanan değerlere eriştiğinde gerçekleştirilir. Bu yöntem, dozun daha hassas bir şekilde hedef alana yönlendirilmesine olanak tanır ve tedavi alanını daha etkili bir şekilde şekillendirir (Çetinkaya 2013).



Şekil 2.7 Statik YART tekniği (Sarali 2015)

2.3.1.2.2 Dinamik YART (Sliding Window) tekniği

Statik YART tekniğinin gelişmiş bir versiyonu olan bu teknik, kayan pencere (sliding window) tekniği olarak da bilinir (Şekil 2.8). Bu yöntemde, MLC'ler hareket halindeyken cihaz ışınlamaya devam eder. Bu hareketli segmentasyon, tedavi alanının daha dinamik bir şekilde şekillendirilmesini ve hedef hacmin daha hassas bir şekilde ışınlanmasını sağlar, böylece tedavi süreci daha esnek ve verimli hale gelir (Çetinkaya 2013).



Şekil 2.8 Dinamik YART Tekniği (Sarali 2015)

2.3.1.3 Hacimsel ayarlı ark terapi (VMAT)

VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy), dozun sürekli olarak bir yay veya ark şeklinde verildiği bir YART tekniğidir. Bu teknikte, gantri 360^0 açıda dönerken ışınlama yoğunluğu ve açıları sürekli olarak modüle edilerek hedef hacme yüksek doğrulukla doz verilir. Bu yöntem, tedavi süresini kısaltırken aynı zamanda sağlıklı dokuların korunmasına da yardımcı olur, çünkü doz dağılımı çok daha kontrollü ve hassas bir şekilde yapılabilir (Cedric ve Tang 2011). Bu teknikte, her yoğunluk seviyesi için birden fazla ark kullanılır ve her ark, birden fazla MLC segmentinden oluşur. MLC segmentleri, gantri rotasyonu süresince dinamik bir şekilde hareket ederek ışınlama yoğunluğunu modüle eder. Bu yöntem, tedavi alanındaki doz dağılımını çok daha hassas bir şekilde ayarlamaya

olanak tanır, böylece hedef hacme yüksek doz verilirken çevresindeki sağlıklı dokuların korunması sağlanır (Palma vd. 2010, Mans vd. 2010).

VMAT, yoğunluk ayarlı ark terapiye (YART) alternatif olarak Yu (1995) tarafından önerilmiştir. YART'da, gantri ve doz hızı sabit tutulur ve cihaz hasta etrafında belirli bir rotayı tamamlar. Ancak YART, sabit doz hızı nedeniyle birden fazla ark planı gerektirir. Bu durumda, yoğunluk seviyelerinin sayısı gantri arklarının sayısı ile eşleşir ve doz seviyelerinin çözünürlüğünü artırmak için ark sayısının artırılması gerekir. Bu da tedavi süresinin uzamasına yol açar. Öte yandan, YART'tan evrilen VMAT, gantri rotasyonu boyunca doz hızının değişebilmesine olanak tanır. Bu özellik, VMAT'ın bazı avantajları ve dezavantajlarını beraberinde getirir. Bu avantajlardan biri, tedavi süresinin daha kısa olmasıdır; araştırmalar, VMAT tedavi süresinin diğer tedavi tekniklerine göre %75-80 oranında daha kısa olduğunu göstermektedir (Mans vd. 2010, Palma vd. 2010).

2.4 Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı tomografi (BT) tarayıcıları, x-ışınlarına dayanarak çalışır. Tipik olarak, BT taramalarında kullanılan enerji aralığı 100 kV ile 150 kV arasında değişir. BT görüntü rekonstrüksiyonu için kullanılan algoritmalar, 1917 yılında Avusturyalı matematikçi Johann Radon tarafından yayımlanan Radon dönüşümüne dayanır (Todd-Pokropek ve Viergever 2013). Radon dönüşümü, ters dönüşümün formülünü sağlayarak, BT görüntülerinin matematiksel temellerini oluşturur ve üç boyutlu görüntülerin elde edilmesini mümkün kılar (Scherl vd. 2012, Buzug 2011). Radon Teoremi, projeksiyonlardan bir görüntünün yeniden yapılandırılmasının mümkün olduğunu ortaya koyar. Bu teorem, bir görüntü dağılım fonksiyonunun, rotasyonel tarama yöntemiyle elde edilen projeksiyonlarının sonsuz bir kümesinden yeniden oluşturulabileceğini belirtir. Yani, bir nesnenin iç yapısı, farklı açılardan alınan x-ışını projeksiyonları kullanılarak bir araya getirilip orijinal görüntüye dönüştürülebilir. Bu işlem, BT gibi tıbbi görüntüleme tekniklerinde, iç organların ve dokuların ayrıntılı, kesitsel görüntülerinin elde edilmesinde temel bir rol oynar (Temirgaliyev vd. 2019).

1960'ların başında, Güney Afrika kökenli Amerikalı fizikçi Allan M. Cormack, x-ışını kaynağının ve elektronik dedektörün üç boyutlu bir nesne etrafında dönmesine dayalı olarak, vücuda farklı açılarda nüfuz eden x-ışınları nedeniyle zayıflama verilerinin izdüşümünden iç dağılımların kesitsel görüntülerinin hesaplanabileceği matematiksel bir hesaplama tekniğini yayınlamıştır (Cormack 1963). Bu yaklaşım, BT teknolojisinin temelini oluşturmuştur. Cormack'ın bu katkısı, vücuda gelen ışınların geçiş yolları üzerinden organ ve dokuların detaylı kesitsel görüntülerinin elde edilmesine olanak tanımıştır (Goldman 2007, Bae ve Whiting 2006, Hounsfield 1973). X-ışını tabanlı BT tarayıcısı 1972 yılında İngiliz mühendis Godfrey N. Hounsfield tarafından icat edilmiştir (Jung 2021).

2.4.1 Bilgisayarlı tomografilerde çalışma prensibi

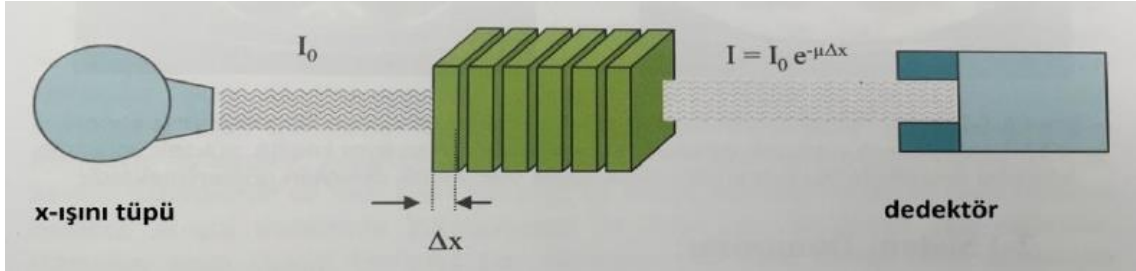
Bir BT tarayıcısındaki X-ışını tüpü ve dedektörler, hastanın etrafında dönerken her bir ışın, vücutta ilerlerken farklı oranlarda soğurulur ve bu soğurulma miktarı, sistem tarafından kaydedilir. Dedektörler, ışının geçtiği yol boyunca ışın akısında ne kadar azalma olduğunu analiz ederek, dokuların yoğunlukları hakkında bilgi verir (Eşitlik 2.6). Bu bilgiler bilgisayarlarda kullanılan algoritmalar tarafından işlenir ve sonuçta vücudun organları, dokuları ve yapıları hakkında yüksek çözünürlükte görüntüler ortaya çıkar. Bu süreç, doktorların vücuttaki sağlık durumunu daha net bir şekilde değerlendirmesine yardımcı olur (Şekil 2.9).

I_0 x-ışının objeden geçmeden önceki akısını, I objeden geçtikten sonraki akısını ifade eder (Eşitlik 2.6).

$$I = I_0(e^{-\mu\Delta x} + e^{-\mu 2\Delta x} + e^{-\mu 3\Delta x} + \dots +) \quad (2.6)$$

Ölçülen projeksiyon değeri P , aşağıdaki şekilde saptanır (Eşitlik 2.7). Bu projeksiyonlardan elde edilen kesit görüntüleri radyasyon azalım katsayısının (μ) bir dağılımıdır.

$$P = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \int \mu(x)dx \quad (2.7)$$



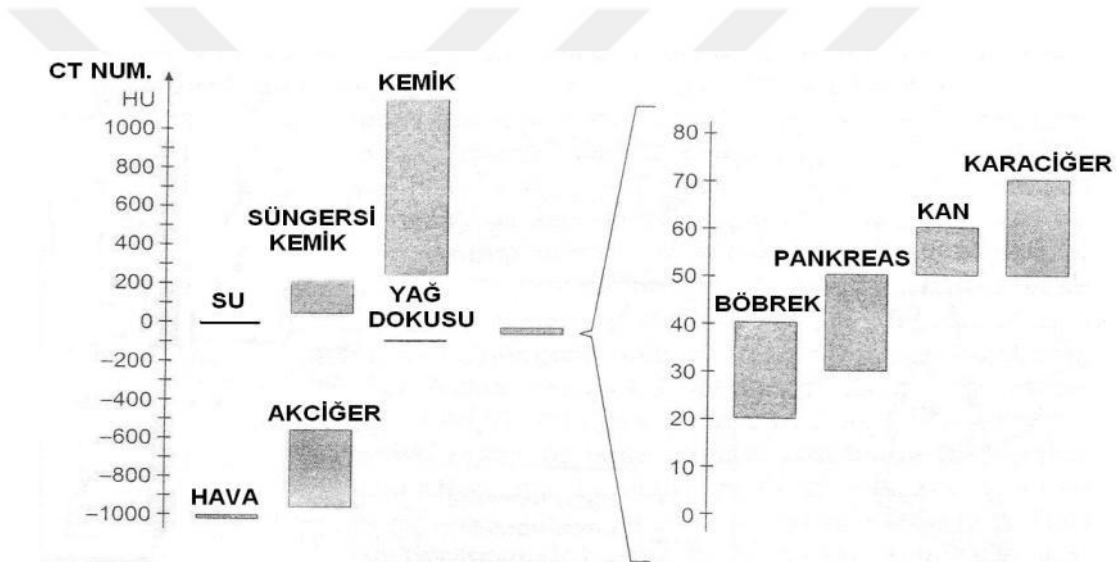
Şekil 2.9 BT 'de detektör tarafından ölçülen her sinyal, her ışın demetinin geçtiği ortamdaki toplam azalımdır (Bor 2009).

Belirli bir demet enerjisinde radyasyonun doğrusal azalım katsayısı ($\mu(x,y)$), yalnızca kullanılan enerji spektrumuna bağlı olmakla kalmaz, aynı zamanda radyasyonun geçtiği dokuların atom numarası ve yoğunluğundan da etkilenir. BT cihazları tasarlanırken, farklı enerji seviyeleri ve filtreleme ayarlarıyla alınan taramalardan elde edilen μ değerlerini karşılaştırmak genellikle zordur. Bu zorluğu aşmak amacıyla Hounsfield, μ dağılımını daha anlamlı ve daha kolay karşılaştırılabilir hale getiren bir kavram geliştirmiştir: HU katsayısı (Eşitlik 2.8), BT numarası olarak da adlandırılır. Bu numaralar, dokuların yoğunluklarını ölçen daha tutarlı bir referans sağlayarak, farklı dokuların daha anlaşılır ve belirgin bir şekilde değerlendirilmesini sağlar. Bu sayede, BT görüntülerinin doğru yorumlanması ve karşılaştırılması daha kolay hale gelir (Bor 2009).

$$HU \text{ katsayısı} = \left(\frac{\mu_{doku} - \mu_{su}}{\mu_{su}} \right) \times 1000 \quad (2.8)$$

HU katsayısı, gri skalada her dokunun lineer zayıflama katsayısının (μ_{doku}) suyun lineer zayıflama katsayısına (μ_{su}) oranlanması ile elde edilen göreceli ve birimsiz bir değerdir. Suyun zayıflama katsayısı genellikle 0 kabul edilir, bu nedenle referans olarak su kullanılır. Diğer dokuların zayıflama katsayıları suyla karşılaştırıldığında bir sayı değeri elde edilir. Bu sayı, dokuların yoğunluğunu yansıtarak aralarındaki farkları belirginleştirir. Sonuç olarak, her dokunun HU katsayısı, dijital görüntüleme teknolojisi sayesinde, organlar ve dokular arasındaki yoğunluk farklarını kesitsel görüntülerde net bir şekilde görmemize yardımcı olur. Bu sayede, dokuların daha ayrıntılı bir şekilde

incelenmesi sağlanır (Kalender 2011). Bu değerler daha sonra görüntülenen hacmin en küçük birimleri olan voksellere kaydedilir. Görüntüleme ekranında, her voksele değerine karşılık gelen gri ölçekli bir renk atanarak hastanın taramasının görsel temsili oluşturulur. Hounsfield tarafından oluşturulan bu ölçeğe göre, su ve ona benzeyen dokuların BT numarası 0 HU olarak kabul edilirken, havanın BT numarası -1000 HU'dur. Bu iki değer, kullanılan ışın enerjisinden bağımsız olarak sabit kalır ve bu da BT ölçeğinde güvenilir bir referans noktası sağlar. Bu sistem, her taramada tutarlılığın korunmasına yardımcı olur ve farklı dokular arasındaki farkların daha belirgin şekilde görülebilmesine olanak tanır (Bor 2009, Hounsfield 1973). Diğer dokuların BT ölçeği boyunca dağılımı kabaca Şekil 2.10'de gösterildiği gibidir.



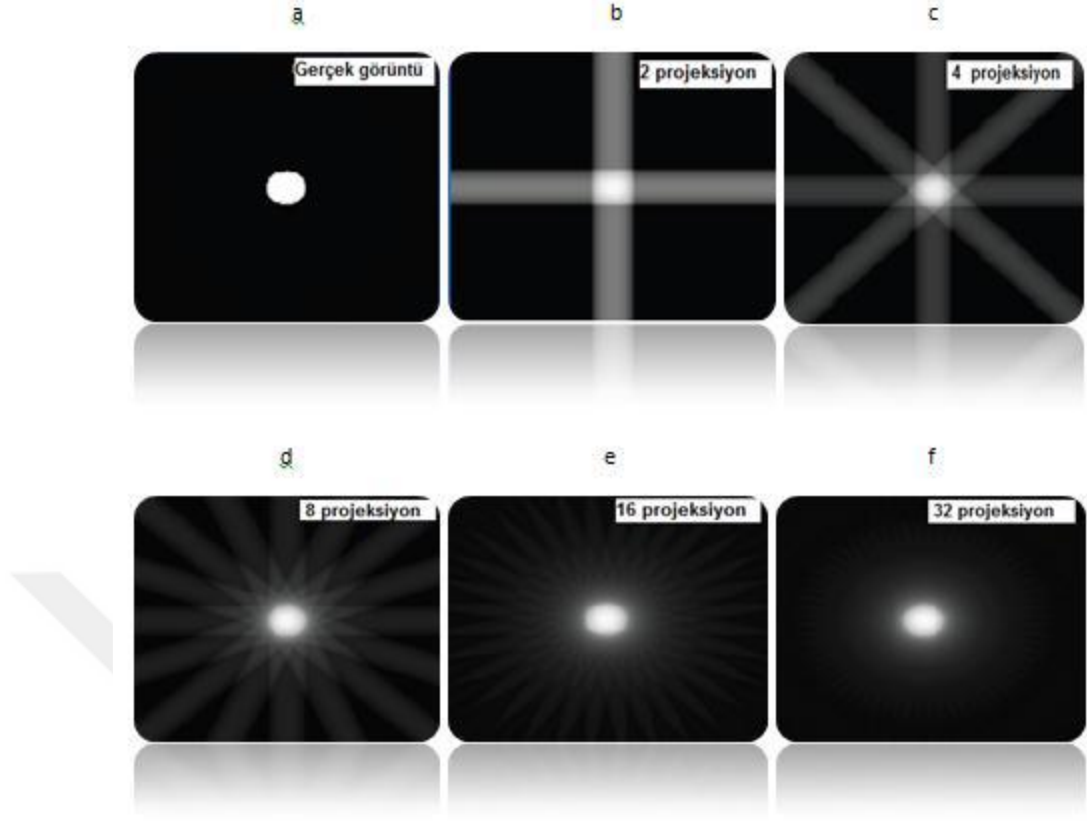
Şekil 2.10 BT Skalası ve vücuttaki farklı dokulara karşılık gelen gri seviyeler (İnal 2007).

Genel olarak, x-ışını BT cihazları için HU ölçeği -1024 ila +3071 arasındadır. Bu, 12 bit derinlik (2^{12}) olarak da adlandırılan 4096 gri seviyeye karşılık gelir (Glide-Hurst vd. 2013). Ancak, bu gri seviye aralığı bir film, monitör veya görüntü üzerinde tam olarak ayırt edilemez çünkü insan gözü bunları ayırt etme yeteneğinden yoksundur (Kalender 2011). İlgilenilen bölgenin HU katsayılarını daha görünür hale getirmek için, bunlar 60-80 gri seviye aralığına sıkıştırılır. Bu işleme pencereleme adı verilir. Belirtilen pencere aralığındaki alanlar gri tonlarında görüntülenir; düşük emilim alanları siyah, yüksek emilim alanları ise beyaz görünür. Pencere genişliğinin merkezi, ilgilenilen bölgenin BT numarasına göre ayarlanır. Daha ayrıntılı görüntüleme için pencereleme, görüntülenen

alanın doğrusal zayıflama katsayılarındaki farklılıklara göre ayarlanabilir. Örneğin, beyin gibi benzer μ değerlerine sahip bölgeler için daha dar bir pencere kullanılırken, toraks gibi farklı μ değerlerine sahip bölgelere daha geniş bir pencere uygulanır.

Bir nesnenin kesit görüntüsünü oluşturmak için, her bir projeksiyondan gelen bilgiler bilgisayar belleğinde saklanır ve daha sonra görüntü yeniden yapılandırma adı verilen bir işlemle oluşturulur. Bu işlem, piksel değerlerinin farklı açılardan geri projekte edilmesini içerir. Örneğin, 0° ve 90° açılardan alınan projeksiyonların piksel değerleri geri projeksiyon sırasında aynı pikselde birleştirilir. Bu değerlerin toplamı daha sonra projeksiyon sayısına bölünür. Bu durumda, 2 projeksiyonla (0° ve 90°), değerler toplanır ve kesit matrisini oluşturmak için ikiye bölünür ve sonuçta nihai görüntü elde edilir.

Nesne bir nokta olarak düşünüldüğünde, görüntü Şekil 2.11 a ve b'de gösterildiği gibi 0° ve 90° açılarda projeksiyonlar kullanılarak oluşturulmaya başlar. Daha fazla projeksiyon eklendikçe, nesnenin merkezinde yıldız benzeri bir desen görünür hale gelir, ancak bu desen aslında mevcut değildir (Şekil 2.11 c,d,e,f). Bu istenmeyen etki “yıldız artefaktı” olarak bilinir ve geri projeksiyon işlemi nedeniyle oluşur. Geri projeksiyon sırasında, her projeksiyondan gelen veriler tüm piksellere eşit olarak dağıtılır. Yıldız artefaktı, herhangi bir gerçek nesne bilgisi içermeyen piksellerin yanlışlıkla içeriyormuş gibi ele alınması ve bu bozulmaya yol açması nedeniyle meydana gelir.



Şekil 2.11 BT’de objenin farklı projeksiyon sayılarıyla görüntüsü (İnal 2007).

Yıldız artefaktını kaldırmak ve daha doğru bir görüntü elde etmek için filtreli geri yansıtma (FBP) algoritması kullanılır. Bu yöntemde, her bir projeksiyondan elde edilen veriler, frekans uzayında ramp fonksiyonu olarak bilinen bir filtre kullanılarak işlenir. Filtreleme süreci, objenin görüntülediği merkezi bölge dışındaki piksellere negatif bir ağırlık uygulamayı içerir. Bu, kesit görüntüsü oluşturulurken, objenin dışındaki yıldız artefaktının pozitif içeriğinin, filtreleme sürecinden elde edilen negatif içerik ile dengelenmesini sağlar. Bu denge, artefaktı ortadan kaldırarak gerçek görüntünün daha doğru bir şekilde temsil edilmesini sağlar.

Kesit görüntüleri oluşturmak için CT’de kullanılan iki ana tarama tekniği vardır. Bir teknik, tüpün objenin etrafında 360° açıyla döngüsünü tamamlamasını içerir ve ardından masa, bir sonraki kesiti görüntülemek için bir sonraki konumuna hareket eder. Aksiyel taramada, ardışık taramalar yapılır ve her tüp rotasyonundan sonra hasta masası z ekseninde belirli bir mesafe hareket eder. Bu hareket, aksiyel taramalarda pitch faktörü ile tanımlanır ve bu durumda pitch faktörü 1 olarak ayarlanır. Bir diğer tarama tekniği ise

helikal taramadır. Bu teknikte tüp, obje etrafında sürekli dönerken masa, tarama sırasında belirli bir hızla gantriye doğru hareket eder. Bu durum, spiral benzeri bir desen oluşturur, bu yüzden "helikal" adı verilir. Pitch faktörü, dönüş başına masa hareketinin kesit kalınlığına bölünmesiyle hesaplanır. Bu faktör, ışınlanan bölge ile masa hareketi arasındaki ilişkiyi belirlemede kritik bir rol oynar ve doğrudan hasta dozunu etkiler. Pitch faktörü 1'den küçük olduğunda, kesitler üst üste biner ve hasta daha yüksek bir radyasyon dozu alır. Diğer taraftan, pitch faktörü 2'ye yakın olduğunda doz düşer, ancak z yönündeki veri noktaları arasındaki mesafe genişlediği için görüntü kalitesi azalabilir.

2.4.2 Bilgisayarlı tomografide metal artefakt oluşumu

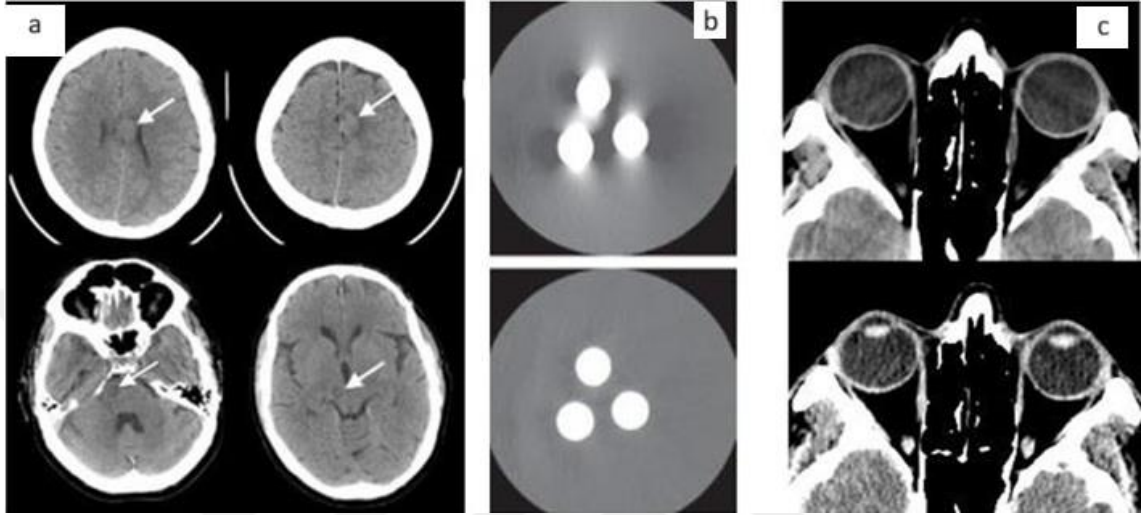
Klinik BT görüntülemeye, artefaktlarla sıkça karşılaşmakta olup, bu artefaktlar patolojilerin doğru bir şekilde değerlendirilmesini engelleyebilir veya yanlış sonuçlara yol açabilir. BT artefaktları, çeşitli nedenlerle ortaya çıkabilen ve genellikle görüntü kalitesini bozan birçok farklı tipe sahiptir. Bu tür artefaktlar arasında gürültü, ışın sertleştirme, saçılma, hareket, halka artefaktı ve metal artefaktları gibi çeşitler bulunmaktadır.

Halka artefaktı, görüntüde merkezi bir nokta etrafında halkalar şeklinde belirginleşen bir artefaktır. Bu tür bir artefakt, genellikle yanlış kalibre edilmiş veya kusurlu bir detektör elemanının bir sonucu olarak ortaya çıkar. Bu hata, genellikle detektörün yeniden kalibre edilmesiyle düzeltilebilir. Bu tür bir artefakt, cihazın kendisinden kaynaklanan bir sorundur (Şekil 2.12 a).

Gürültü, düşük foton sayımlarına bağlı olarak oluşan istatistiksel hatalardan kaynaklanır. Bu hata, özellikle en büyük zayıflama yönünde tercih edilen şekilde rastgele ince parlak ve koyu çizgiler şeklinde kendini gösterir.

Parsiyel volüm artefaktı, bir dokunun, en küçük hacim birimi olan vokselin içinde tamamen yer bulamaması durumunda meydana gelir. Bu durumda, vokselin içinde farklı dokular yer aldığında, bu dokuların ortalama yoğunluğu hesaplanarak birleştirilir ve

piksellere yansıtılır. Bu da görüntüde artefaktların oluşmasına neden olabilir. Ayrıca, düzensiz şekilli implantların kenarlarında da benzer artefaktlar gözlemlenebilir. Kesit kalınlığının azaltılması, etkisini hafifletmeye yardımcı olabilir, ancak tamamen ortadan kaldırılması mümkün değildir (Şekil 2.12 b-c).



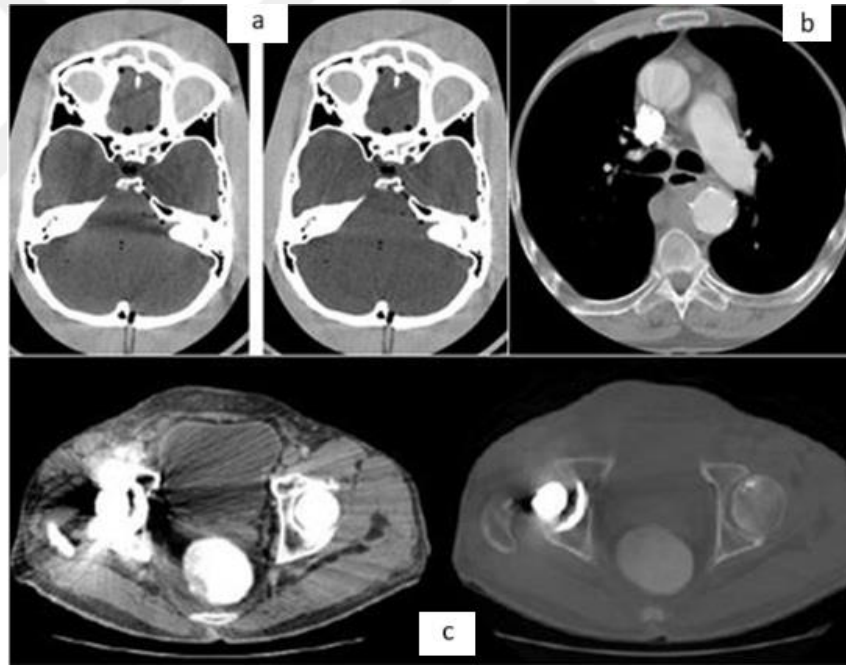
Şekil 2.12 Halka artefaktı. (a) ve parsiyel volüm artefaktı (b,c) (Barrett ve Keat 2004).

x-ışını demeti sertleşmesi, x-ışınlarının vücuttan geçerken farklı dokularla etkileşime girmesiyle meydana gelir. Polikromatik x-ışını kaynaklarında, düşük enerjili fotonlar daha kolay bir şekilde soğurulur, geriye ise yüksek enerjili fotonlar kalır. Bu durum, demetin ortalama enerjisini kaydırarak ışın sertleşmesine yol açar. x-ışını demeti, farklı yoğunluklara sahip materyaller arasında geçerken—örneğin kemik veya metal (yüksek atom numarasına sahip yoğun materyaller) ve su veya kas gibi yumuşak dokular—bu fark, artefaktların oluşmasına neden olabilir. Hem ışın sertleşmesi hem de saçılma, parlak nesneler (kemik veya metal gibi) arasında karanlık çizgiler, etraflarında ise daha açık çizgiler oluşturur (Şekil 2.13 a-b).

Compton saçılması bir diğer etkidir. Bu, x-ışını fotonlarının yönünü ve enerjisini değiştirerek, fotonların normalde gideceği detektörden farklı bir detektöre yönelmesine neden olur. Eğer saçılan bir foton, normalde çok az foton alan bir detektörde dedekte edilirse, bu önemli bir hataya yol açar. Örneğin, bir metal implantı tüm fotonları engelliyorsa, dedektör yalnızca saçılan fotonları tespit eder. Bu saçılma etkisi, ışınlanan

doku hacmini artırır ve bunu dedekte etmek için gereken detektör sayısını artırır. Sonuç olarak, X-ışınlarının yüksek oranda zayıfladığı bölgelerde, hem ışın sertleşmesi hem de saçılma, beklenenden daha fazla foton tespit edilmesine neden olarak, en büyük zayıflama çizgileri boyunca karanlık çizgilerin oluşmasına yol açar (Şekil 2.13 c) (Boas ve Fleischmann 2012).

Metal artefaktları, ışın sertleşmesi, saçılma, gürültü, hareket ve kenar etkileri gibi çeşitli mekanizmalardan kaynaklanabilir. Bu artefaktların bir kısmı doğrudan metalin kendisinden, bir kısmı ise metalin kenarlarından kaynaklanır. Metal, ışın sertleşmesi, saçılma ve gürültüye neden olarak görüntüyü bozar. Bu etkiler, metal nesneler arasındaki karanlık çizgiler ve metal nesnelerin etrafındaki parlak çizgilerin oluşmasına yol açar (Şekil 2.13 c).



Şekil 2.13 Işın sertleşmesi(a), kontrast madde dolayısıyla ışın sertleşmesi (b), metal artefaktı (c) (Barrett ve Keat 2004).

Radyoterapi için foton ışını tedavi planlamasında kullanılan birçok bilgisayar algoritması, yüksek atom numaralı malzemelerden gelen geri saçılmanın doz dağılımı üzerindeki etkilerini tam olarak hesaba katamamaktadır. Bu geri saçılma, farklı yoğunluktaki malzemelerin birleşim yerlerinde belirgin bir doz artışına yol açabilir. Bu doz artışının

büyüklüğü, foton ışınının enerjisi, etkilenen dokuların kalınlığı ve genişliği, ara yüzeye olan mesafe ve söz konusu malzemelerin atom sayısı gibi birkaç faktöre bağlıdır. Genel olarak, çalışılan tüm foton enerjilerinde, doz ara yüzeye yakın bir yerde hızla düşer ve birkaç milimetre içinde kaybolur (Glide-Hurst vd. 2013).

Metal implantlara sahip daha fazla hasta radyoterapi gördükçe, tedavi planlamasında kullanılan BT görüntülerinde de metal artefaktların görülme oranı artmaktadır. Diş implantları, mandibula implantları, spinal implantlar, stabilizasyon implantları veya prostat kanseri tedavisinde yaygın olarak kullanılan kalça protezleri gibi metal implantlar, görüntüleme sürecinde sorunlara yol açmaktadır. Bu artefaktlar, metallerin çevre dokulardan çok daha fazla foton emmesi nedeniyle BT numaralarında, yoğunlukta ve hatta doz hesaplamalarında hatalara neden olur. Modern BT tarayıcıları ışın sertleşmesi, saçılmış radyasyon ve gürültü için düzeltme adımları içerse de, metal implantlar tedavi edilen alanın yakınında veya içinde bulunduğunda bu düzeltmeler her zaman tam olarak sorunları çözmez. Metal artefaktlarının varlığı, hedef alanın ve kritik organların doğru bir şekilde tanımlanmasını zorlaştırabilir ve doz hesaplamalarının doğruluğunu da etkileyebilir (Bethesda 1999). Metal artefaktların olumsuz etkilerini azaltmak, bu nedenle önemli bir odak haline gelmiştir. Task Group 63 (TG-63), metal implanta sahip radyoterapi tedavisi alan hasta sayısının yaklaşık %1 ile %4 oranında olduğunu belirtmektedir (Reft vd. 2003).

2.4.3 Metal artefakt azalımı yöntemleri

Daha önce de belirtildiği üzere birçok artefakt oluşumu mevcuttur. Özellikle metal artefaktları giderebilmek için son 40 yılda birçok Metal Artefakt Azalımı (MAA) yöntemi geliştirilmiştir. Gjesteby ve arkadaşları bu yöntemleri inceleyip çeşitli gruplara ayırmıştır ancak bunların çoğu ya klinik olarak kullanışsız bulunmuş ya da artefaktlar için yeterli düzeltme sağlayamamıştır (Gjesteby 2016). Çalışmamızda bunlar arasından öne çıkan bir MAA yöntemi kullanılmıştır.

GE Discovery BT sistemlerinde kullanılan MAR (Metal Artifact Reduction) algoritması, metal nesnelerin neden olduğu görüntü bozulmalarını gidermek amacıyla geliştirilmiş bir

teknolojidir. Metal, x-ışınlarıyla etkileşime girdiğinde ışını güçlü şekilde zayıflatır, bu da görüntülerde bozulmalara neden olur. Bu tür bozulmalar, özellikle vücutta bulunan metal implantlar, diş dolguları veya diğer metal nesnelerden kaynaklanır. MAR algoritması, bu tür bozulmaları tespit eder ve metalin çevresindeki bölgeyi düzeltmek için matematiksel yöntemler kullanır. Böylece, metalin etrafındaki bozulmuş alanlar yeniden yapılandırılır ve görüntülerde daha doğru ve net kesitler elde edilir. Özellikle ortopedik implantlar, diş dolguları ve diğer metal nesneler taşıyan hastaların BT taramalarında büyük bir fayda sağlar. Çünkü metalin neden olduğu bozulmalar, doğru teşhis koymayı zorlaştırabilir. Bu algoritma, bilgisayarın yapısal analiz tekniklerini kullanarak, metalin bulunduğu bölgedeki gerçek anatomiyi doğru şekilde yeniden inşa eder. Sonuç olarak, metal nesnelerin çevresindeki görüntülerde daha net sınırlar ve detaylar ortaya çıkar, bu da doktorların daha doğru bir değerlendirme yapmalarına olanak tanır ve tedavi sürecini kolaylaştırır. GE Discovery sistemlerindeki MAR algoritması, tıbbi görüntülemelerde doğru ve güvenilir sonuçlar elde edilmesine yardımcı olan etkili bir araçtır (Andersson vd. 2015).

BT tarayıcılarının kendi bünyelerinde geliştirdikleri MAA yöntemleri vardır. Bunlara örnek olarak Philips marka BT cihazı MAA yönteminin ticari adı O-MAR (Metal artefact reduction for orthopedic implants) (Shim vd. 2017), General Electric marka Discovery BT cihazının bünyesindeki MAA yönteminin ticari adı MAR (metal artefact reduction) gibi (Guilfoile vd. 2017). Toshiba marka BT cihazında mevcut olan MAA yöntemi de SEMAR olup ticari adı budur. Bunların yanı sıra Genişletilmiş BT Skalası artefakt azaltma algoritmalarından farklı olarak kullanılan bir yöntemdir (Çizelge 2.1).

Çizelge 2.1 BT'deki metal artefaktlar için parametre ayarlarının etkileri (Gjestebby vd. 2016)

Metod	Etki	Dezavantaj
Ortalama enerjiyi artırmak	Demet ışın sertleşmesinin azalması	Hasta dozunun artması
Tüp gerilimini artırmak	Gürültüyü azaltır	Hasta dozunun artması
Pitch ayarını düşürmek	Gürültüyü azaltır	Hasta dozunun artması
Kesit kalınlığını artırmak	Gürültüyü azaltır	Kısmi hacim etkisi
Genişletilmiş BT skalası	Pencere genişliği ve seviyesinin artırılması	Kontrast çözünürlüğünün azalması

2.5 Üç Boyutlu Yazıcılar

Teknolojinin hızla ilerlemesiyle birlikte, hayal edilen objeleri hayata geçirme yeteneği daha gerçek bir hale gelmiştir. Temelde 3B yazıcılar, bilgisayar ortamında tasarlanan objelerin somut, üç boyutlu şekillere dönüştürülmesini sağlayan bir hızlı prototipleme şeklidir. 3B yazıcının arkasındaki genel süreç, tasarlanan modelin ince katmanlara ayrılması ve her katmanın birer birer yazdırılması işlemidir. Her bir katman eklendikçe, tamamlanmış obje yavaşça şekil almaya başlar. Bu teknoloji, bu objeleri üretmek için plastik, kağıt, metal ve plastik esaslı tozlar gibi malzemeler kullanır.

3B yazıcı teknolojisinin kullanım alanları geniş ve çeşitlidir. Dişçilikte, protez ve implant yapımında kullanılır. Kimya, fizik ve biyoloji gibi alanlarda, araştırmacıların moleküler yapıların üç boyutlu incelenmesine yardımcı olur. Mimarlıkta, maket yapımında kullanılır ve tıpta çok çeşitli uygulamalara sahiptir. Örneğin, kalp hastaları için kişiye özel modellerin yapılmasını sağlar, doktorlara ameliyat öncesi planlamada yardımcı olur, MRI verilerine dayalı protezler üretir ve hatta özel ilaç tasarımlarında kullanılır. 3B yazıcı teknolojisi, hayatın birçok alanında, herkese uyan çözümler yerine kişiye özel çözümler sunmak için kullanılmaktadır (Bhat 2021).

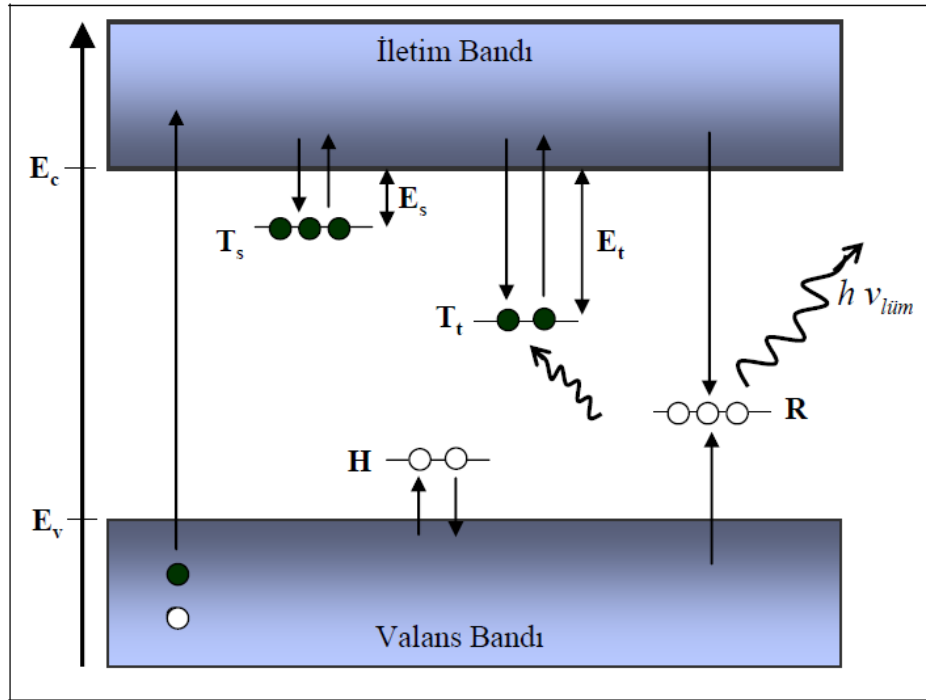
3D yazıcı teknolojisinin yaygınlaşmasıyla birlikte, belirli ihtiyaçları karşılamak için farklı baskı yöntemleri geliştirilmiştir. Öne çıkan altı baskı tekniği şunlardır (Sunel 2017):

- Tarama Işıklı Kütleme Tekniği, Stereolitografi (SLA) cihazlarını kullanır,
- PolyJet Teknolojisi, mürekkep püskürtme ve stereolitografi tekniklerini birleştirir,
- Katı Zemin Kütleme Teknolojisi (SGC), Seçici Lazer Sinterleme (SLS), CO₂ lazeri kullanarak toz malzemeleri, CAD verilerine dayalı olarak 3B parçalar oluşturmak için birleştirir,
- Üç Boyutlu Baskı Teknolojisi (3DPT), toz katmanlarını sertleştirerek prototipler oluşturmak için sıvı bir bağlayıcı kullanır

- Birleştirilmiş Yığılma Modelleme (FDM), aynı zamanda Katmanlı Üretim (ALM) olarak da bilinir.

2.6 Optik Uyarımlı Lüminesans (Optically Stimulated Luminescence - OSL)

Optik uyarımlı lüminesans (OSL), uygun bir optik uyarıma tabi tutulduğunda önceden ışınlanmış (iyonlaştırıcı radyasyona maruz bırakılmış) bir malzemenin absorbe edilen dozla orantılı ışık sinyali yaydığı bir süreçtir. Yayılan ışığın dalga boyu OSL malzemesinin karakteristiğidir. Bu nedenle OSL, uyarımın termal yerine optik olarak gerçekleştirilmesi dışında termolüminesans (TL) işlemine benzer ve bu nedenle klinik uygulamalarda ve radyasyondan korunmada pasif radyasyon dozimetrisi için popüler olan Termolüminesans Dozimetri (TLD) ile rekabet eder. TL gibi OSL'nin verimliliği de katı hal malzemesinin bir özelliğidir. Lüminesans için uygun kristal seçiminde materyalin radyasyona duyarlılığı, optik uyarma verimliliği, dokuya eşdeğerliği açısından etkin atom numarası (Z_{eff}) ve solma (fading) karakteristiği gibi özelliklerinin bilinmesi gerekir (Bøtter-Jensen vd. 2003).



Şekil 2.14 OSL malzemenin enerji seviyelerini açıklayan band modeli (Erdoğan 2020)

OSL' nin kimyasal ve fiziksel işleyişi tam olarak bilinmemekle birlikte bu olguyu nitel olarak açıklamak için bazı modeller önerilmiştir. Şekil 2.14 , iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalmış, lüminesans yayan bir inorganik kristalin enerji seviyesi diyagramını göstermektedir. Tek bir atomda elektronlar ayrı enerji seviyelerinde bulunurlar. Öte yandan, bir kristal örgüde, elektronik enerji seviyeleri atomlar arasındaki karşılıklı etkileşimlerle bozulur ve enerji bantlarına yol açar: 'izin verilen' enerji bantları (iletim bandı ve valans bandı) ve yasak enerji bantları. Buna ek olarak, kristaldeki safsızlıkların varlığı yasak bölgede enerji tuzakları yaratarak elektronlar için metastabil durumlar sağlar. Malzeme ısıtıldığında, valans bandındaki (temel durum) bazı elektronlar iletim bandına yükselmek için yeterli enerjiyi alır. Valans bandında bu şekilde oluşan boşluğa deşik denir. Elektron ve deşikler, yeniden birleşene kadar (elektronun temel duruma geri dönmesi) veya bir tuzığa (elektronlar için T, deşikler için H) düşene kadar (metastabil durum) kendi bantlarında bağımsız olarak hareket ederler. T_s tuzığı kararsız sığ tuzakları temsil eder. Bu seviyede termal boşalma olasılığı yüksektir. T_T tuzığında tutulan elektronların dışarıdan bir uyarma olmadığı sürece termal boşalma ihtimali çok küçüktür ve dozimetreye ilgili bilgi veren tuzak seviyesidir. Tuzaklardaki elektronlar ışıqla (OSL) veya ısıyla (TL) uyarıldığında iletim bandına geçecek kadar enerjiye sahip olabilirler. İletim bandında hareket eden elektronlar tekrar birleşme noktalarında (R) tuzaklanmış deşiklerle birleşerek soğurulan radyasyon dozuyla orantılı lüminesans yayınlarlar (Bölükdemir 2007). Yayınlanan lüminesans fotonları foto çoğaltıcı tüp (PMT) sayesinde algılanır.

3. MATERİYAL VE YÖNTEM

Bu tez çalışması Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi A.D' da yapılmıştır. Çalışmaya başlamadan önce Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Müdahale Olmayan Bilimsel Araştırmalar Etik Kurul onayı alınmış ve ekler kısmında sunulmuştur (Ek 1).

3.1 Materyaller ve Cihazlar

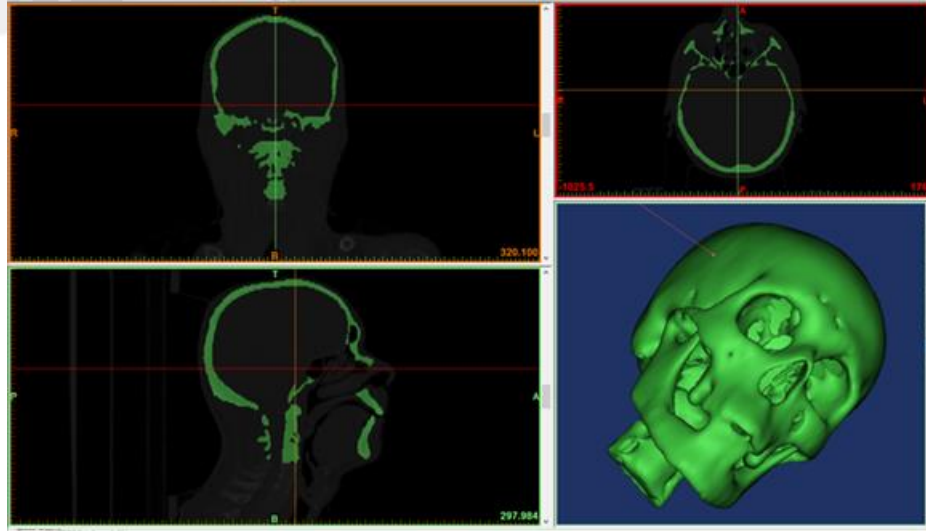
Bu tez çalışmasında kullanılan araç ve gereçler kullanım sırasına göre aşağıda belirtilmiştir.

1. MIMICS v.19 çizim programı
2. Voron Trident 3B yazıcı ve ABS filament
3. CoCrMo femur ve Ti6Al4V femur plaka implantı
4. Parafin mum
5. GE Discovery RT bilgisayarlı tomografi cihazı
6. Varian Trilogy RT cihazı
7. Varian Eclipse tedavi planlama sistemi
8. BeO optik uyarmalı lüminesans kristali ve Pdose lüminesans ölçüm sistemi
9. MOSFET dozimetri okuyucu

3.1.1 MIMICS v.19 çizim programı

Etkileşimli tıbbi görüntü kontrol sistemi (MIMICS), tıbbi amaçla elde edilen görüntülerin (örneğin BT, MR ve mamografi) 3 boyutlu görselleştirilmesini sağlayan, bu görseller üzerinde düzenlemeler yapmayı mümkün kılan bir yazılımdır. MIMICS, bu 3D materyalleri bölümlere ayırma, düzeltme ve üzerinde değişiklikler yapma gibi çeşitli düzenlemeler yapılmasına olanak tanır. Özellikle, MIMICS v.19 yazılımı, Dijital Görüntüleme ve İletişim (DICOM) 3.0 formatındaki dosyaları desteklediği için oldukça yaygın bir şekilde kullanılır.

MIMICS, 3 boyutlu baskı için model hazırlama, anatomik tasarım ve ölçüm gibi geniş bir kullanım yelpazesi sunar. Ayrıca, metal implantlar nedeniyle oluşabilecek artefaktları düzenleyebilme imkanı sağlar, bu da tıbbi görüntüleme daha net ve doğru sonuçlar elde edilmesini mümkün kılar. Bu yazılım, kullanıcıların karmaşık tıbbi görüntüleri daha verimli bir şekilde işlemelerine yardımcı olan güçlü bir araçtır (Şekil 3.1).



Şekil 3.1 MIMICS Programında DICOM Verilerinin İşlenmesi (Erdoğan 2020)

3.1.2 Voron Trident 3B yazıcı ve ABS filament

Voron Trident 3B yazıcısı, yüksek hassasiyet ve baskı hızı sunan, kullanıcı tarafından bağımsız olarak inşa edilebilen bir CoreXY 3B yazıcı modelidir (Şekil 3.2). Voron serisi,

açık kaynak topluluğu tarafından geliştirildiğinden, modifikasyona açık olup geniş kapsamlı kişiselleştirme imkânları sunmaktadır. Trident modeli, özellikle sağlam çerçeve yapısı, hareket stabilitesi ve üç noktadan destekli Z eksen tasarımı ile öne çıkmaktadır (Duan vd. 2023). Akrilonitril Bütadien Stiren (ABS) filament, Voron Trident gibi kapalı hazneye ve yüksek sıcaklıkta baskı yapabilme kapasitesine sahip yazıcılarda yaygın olarak kullanılan bir malzemedir. Isıya ve kimyasallara karşı yüksek direnç göstermesi nedeniyle mühendislik uygulamalarında tercih edilmektedir. Bununla birlikte, ABS filamenti baskı sürecinde büzülme eğilimi gösterdiğinden, optimal sıcaklık yönetimi gerektirmektedir. Voron Trident'in kapalı hazne yapısı, ABS baskılarında boyutsal kararlılığı artırarak olası çatlama ve büzülme problemlerini en aza indirmektedir. ABS ile baskı sürecinde optimum sonuç elde edebilmek için çeşitli faktörlerin göz önünde bulundurulması gerekmektedir. Baskı haznesinin sıcaklığının sabit tutulması, yeterli havalandırmanın sağlanması ve uygun baskı yüzeyi seçimi, baskı kalitesini doğrudan etkilemektedir. Voron Trident'in sunduğu yüksek hassasiyetten tam anlamıyla faydalanabilmek için bu parametrelerin dikkatli bir şekilde kontrol edilmesi gerekmektedir (Burnley 2021).

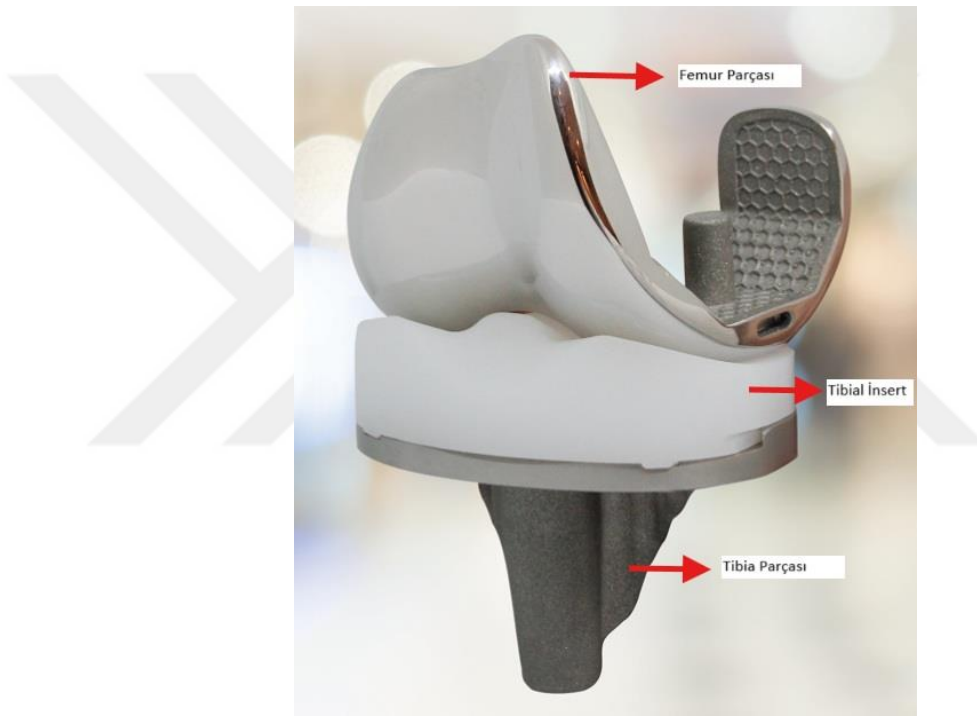


Şekil 3.2 Voron Trident 3B yazıcı (www.vorondesign.com)

3.1.3 CoCrMo femur ve Ti6Al4V femur plaka implantı

Başarılı uzun vadeli metalik implantlar hem mekanik hem de çevresel streslere dayanabilmelidir. Vücuda uyum sağlamak için gerekli korozyon direnci ve mekanik

özelliklerin uygun kombinasyonuna sahip sınırlı sayıda metal alaşım vardır. Yük taşıma uygulamalarında kullanılan başlıca alaşım sistemleri paslanmaz çelikler, Co-Cr alaşımlar ve Titanyum alaşımlarıdır (Ducheyne 2015). Ti6Al4V alaşımı yaklaşık %89,95 titanyum, %5,80 alüminyum, %3,92 vanadyum ve ayrıca eser miktarda hidrojen, karbon, nitrojen, oksijen ve demirden oluşur. CoCrMo alaşımı %65,35 kobalt, %27,2 krom, %5,39 molibden içerir ve eser miktarda karbon, nitrojen, silikon, nikel ve demir de bulunmaktadır. Ti6Al4V ve CoCrMo alaşımlarının fiziksel yoğunlukları sırasıyla 4,43 g/cm³ ve 8,30 g/cm³tür (Bakıcıerler vd. 2022).



Şekil 3.3 CoCrMo femural implant bölümleri (www.hipokrat.com.tr)

Polietilen ile temas eden femur parçası, tibial insert ve tibia parçasından oluşmak üzere üç kayar yüzeye sahip femural implant, CoCrMo alaşımından üretilmiştir (Şekil 3.3). CoCrMo alaşımı diz atroplastisinde geniş kullanım alanına sahiptir (Güner ve Meran 2020). İmplantın femur parçasının patellar oluğu, derinlemesine oyulmuş olup anatomik hizalanmayı destekleyen bir dış hat sunmaktadır. Bu tasarım, patellanın optimal şekilde yönlendirilmesine katkı sağlarken, diz ekstansör mekanizması üzerindeki gerilimi azaltarak biyomekanik stabiliteyi ve hareket konforunu artırmaktadır. İmplantın tibial inserti yüksek yoğunluklu bir polietilendir (PE). Bu seçim, bu malzemenin hem

mukavemet hem de tribolojik (düşük sürtünme) nitelikleri açısından mekanik özelliklerinden kaynaklanmaktadır. Bu yüksek yoğunluklu malzeme, uzun yıllardır kalça ve diz protezlerinde kullanılmaktadır. Tibial insert 6, 8, 10, 12, 15 ve 18 mm'lik 6 farklı yükseklikte mevcuttur, böylece tibial kemik madde kaybının derecesine bağlı olarak eklem yüksekliği yeniden sağlanabilir. İmplantın tibia parçası, Cr-Co-Mo (Kobalt-Krom-Molibden) alaşımı kullanılarak tasarlanmış olup, güçlü tutuş sağlamak amacıyla pürüzlü bir iç yüzeye sahiptir. Tibial insert özel bir kilitleme mekanizması ile kemiğe tamamen tutunur. Bu sistem, herhangi bir çıkarılma riski olmaksızın stabiliteyi artırır.



Şekil 3.4 Ti6Al4V femur düz plaka implantı (www.truemed.com.tr)

Tez çalışmamızda kullandığımız femur düz plaka implantı femurun yakın, uzak ve orta bölgelerindeki kırıkların onarımı için tasarlanmıştır ve Ti6Al4V alaşımından üretilmektedir (Şekil 3.4). Ti6Al4V femur düz plaka implantının özellikleri:

- Kuyruklu delik, plaka şaftının uzunluğu boyunca aksel sıkıştırma esnekliği ve kilitleme kabiliyeti sağlar.
- Düşük temaslı tasarım kan akış hızının yavaşlamasını destekler.
- 6 -12 adet arası delik seçeneği sunar.

3.1.4 Parafin mum

Temel doz dağılımı verileri genellikle kas ve diğer yumuşak dokuların radyasyon soğurum ve saçılım özelliklerine çok yakın olan bir su fantomunda ölçülür. Ancak radyasyon dedektörlerini suyun içine koyulması mümkün olmadığından, suyun yerine

katı fantomlar geliştirilmiştir. Aslında, belirli bir malzemenin doku veya su eşdeğeri olabilmesi için aynı etkin atom numarasına, gram başına elektron sayısına ve kütle yoğunluğuna sahip olması gerekir. Ancak, Compton etkisi klinik aralıktaki megavoltaj foton ışınları için en baskın etkileşim olduğundan, bu tür ışınlarda su eşdeğerliği için gerekli koşul, suyunkiyle aynı elektron yoğunluğuna (santimetre küp başına elektron sayısı) sahip olmaktır (Khan ve Gibbons 2014). Yaklaşık 0,90 gr/cm³ yoğunluğuyla, 3,44 x 10²³ gram başına elektron sayısı ve $Z_{eff} = 5,42$ etkin atom numarasıyla parafin mum suya yakın değerleri (1 gr/cm³, 3,34x10²³ elektron/gr, $Z_{eff}(su) = 7,42$) sebebiyle fantom malzemesi olarak tercih edilmektedir (Khan ve Gibbons 2014). Petrolden elde edilen parafin mum, renksiz ve sade bir yapıya sahiptir (Şekil 3.5). Ham hali 37°– 48°C arasında erirken, tam rafine edilmiş parafin mumu 48°C – 66°C arasında bir sıcaklıkta erimeye başlar.



Şekil 3.5 Parafin mum

3.1.5 GE Discovery RT bilgisayarlı tomografi cihazı

GE Discovery RT BT cihazı, radyoterapi planlamasına yönelik kapsayıcı bir yaklaşımla, hareket ve metal artefaktlardan arındırılmış, milimetrenin de altında görüntüler elde edilmesini sağlayan üstün özelliklere sahip bir cihazdır (Şekil 3.6). 100 kW jeneratör gücü ve 0.625, 1.25, 3.75 mm kesit kalınlığında görüntü alınmasına imkan sağlaması özellikleri ile güçlendirilen Micro Voxel teknolojisi, 2 ve 3 boyutlu görüntülerin kalitesini

artırır. Böylece, ince anatomik yapıları ve küçük lezyonları daha net bir şekilde görselleştirerek daha doğru ve güvenilir tanıları konulmasına yardımcı olur. MAR teknolojisi hem foton açılığı hem de ışın sertleşmesinden kaynaklanan, ortopedik implantlar, diş dolguları ve vücuttaki diğer metaller gibi yüksek yoğunluklu malzemelerin sebep olduğu artefaktları azaltmayı sağlar. Deviceless 4D (D4D) teknolojisi ise harici bir izleme cihazı kullanmadan, solunum hareketini doğrudan hastanın göğsünden ölçmeyi mümkün kılarak iş akışını basitleştirme ve hasta konforunu sağlama konusunda yardımcı olur.



Şekil 3.6 GE Discovery RT bilgisayarlı tomografi cihazı (www.gehealthcare.com.tr)

3.1.6 Varian Trilogy RT cihazı

Varian Trilogy (Varian Medical Systems Inc, Palo Alto, CA) sistemi, çok çeşitli radyasyon tedavisi ve radyocerrahi hastaları için tedaviyi optimize etmek üzere tasarlanmıştır (Şkil 3.7). Bu çok yönlü sistem, Görüntü Kılavuzlu Radyasyon Terapisi (IGRT), YART, Stereotaktik Vücut Radyasyon Terapisi (SBRT), Stereotaktik Radyocerrahi (SRS) ve 3B-KRT gibi tedavi seçenekleri sunarak çeşitli klinik ihtiyaçlar için kapsamlı çözümler sağlar (Yang vd. 2021). Trilogy sistemi 6 MV ve 18 MV enerjili foton ışınlarının yanı sıra 4 – 18 MeV enerji aralığında elektron ışınları üretebilmektedir. Cihaz, her biri kendi özel motorları tarafından kontrol edilebilen 60 çift halinde düzenlenmiş toplam 120 MLC yaprağına sahiptir. Yaprak kalınlığı 0,5 cm, SSD (Skin Source Distance) mesafesi 100 cm ve açılabilen minimum alan boyutu 1 cm x 1 cm,

maksimum alan boyutu ise 40 cm x 40 cm'dir. Ayrıca, OBI (On Board Imager) ve PV (Portal Vision) gibi entegre görüntüleme sistemleri hem kilovoltaj hem de megavoltaj enerji seviyelerinde görüntülemeye izin verir. OBI sistemi, gantri rotasyonu yoluyla CBCT (Konik Demetli Bilgisayarlı Tomografi) görüntüleri elde edilmesine imkan sağlar. Bu gelişmiş sistemler sayesinde Trilogy cihazı, hem YART hem de VMAT için IGRT'ye olanak sağlar. Cihaz, standart IMRT ve VMAT tedavileri için 100 – 600 MU/dak ve Stereotaktik Radyocerrahi (SRS) için 1000 MU/dak doz hızları sağlar.



Şekil 3.7 Varian Trilogy RT cihazı (www.varian.com)

3.1.7 Varian Eclipse tedavi planlama sistemi

Eclipse™ (Varian Medical Systems Inc, Palo Alto, CA), Varian Trilogy Lineer Hızlandırıcı cihazıyla uyumlu bir tedavi planlama sistemidir. Bu sistem, görüntü verilerini dijital ortamda aktararak ve farklı cihazlar arasında sorunsuz veri iletişimini sağlayarak, tedavi süreçlerini daha verimli hale getirir. Eclipse™, sadece temel tedavi planlarını değil, aynı zamanda 3B-KRT, YART, VMAT ve elektron ışını tedavisi gibi daha karmaşık tedavi seçeneklerini de oluşturmak için kullanılabilir. Bu sayede, hastalara en uygun tedavi planlarını hazırlamak, tedavi sürecini kişiselleştirmek ve daha etkili sonuçlar elde etmek mümkün olur (Saw vd. 2018)

Eclipse™, çok modlu görüntülerin birleştirilmesi ve görüntü kaydının oluşturulması konusunda oldukça gelişmiş bir yeteneğe sahiptir. Bu sayede, BT, PET ve MRI gibi farklı

görüntüleme tekniklerinden elde edilen verileri birleştirerek daha kapsamlı ve doğru tedavi planlamaları yapılabilir. Windows XP® işletim sistemiyle çalışan ve DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) uyumlu olan bu sistem, ARIA ağ sistemi üzerinden cihaza bağlanarak veri aktarımını sağlar. Eclipse, sadece konvansiyonel ileri planlama değil, aynı zamanda YART'a uygun ters planlama özellikleri de sunar. Ayrıca sistem, Pencil Beam Convolution (PBC) ve Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) doz hesaplama algoritmalarını kullanarak, doz dağılımlarını ve mutlak dozları yüksek hassasiyetle hesaplar, böylece tedavi süreçlerinde doğruluk ve güvenilirlik sağlar (Ahrazoğlu 2019).

3.1.8 BeO OSL kristali ve Pdose lüminesans ölçüm sistemi

Berilyum Oksit (BeO) optik uyarmalı lüminesans kristali, radyasyon maruziyetini ölçmek için kullanılan son teknoloji bir malzemedir. Bu kristal, radyasyon enerjisi soğurarak çalışır ve ardından ışığa maruz kaldığında, soğurduğu radyasyon miktarıyla doğru orantılı olarak lüminesans yayımlar. Bu özellik, tıbbi görüntüleme, radyasyon tedavisi ve çevresel izleme gibi alanlarda radyasyon ölçümü için mükemmel bir araç sağlar. Pdose Lüminesans Ölçüm Sistemi ile birleştiğinde, bu kristal hassas radyasyon dozu takibi yapılmasını mümkün kılar. Sistem, BeO kristali tarafından yayılan lüminesansı ölçer ve ışığın yoğunluğunu ve özelliklerini dikkatlice analiz ederek, soğurulan radyasyon dozunun doğru bir ölçümü mümkün olur. BeO kristali ve Pdose sistemi bir arada, radyasyon dozlarını hassas bir şekilde izlemek için güvenilir ve ileri düzey bir çözüm sunar.

Pdose OSL okuyucu (RADKOR Ltd. Co. Ankara,Türkiye), BeO dozimetreler (RADKOR Ltd. Co. Ankara,Türkiye) ve doz kaydı için tasarlanmış bir radyasyon ölçüm cihazıdır (Şekil 3.8). Etkin atom numarası suya ($Z_{eff} \approx 7,51$) yakın olan BeO ($Z_{eff} = 7,2$) kristalleri doku eşdeğerliğine yakınlığıyla ve yüksek radyasyon hassasiyeti sebebiyle klinik dozimetride tercih edilmektedir (Scarpa 1970). Bu kristalleri içeren dozimetreler, farklı boyutlarda ölçüm alabilmek amacıyla 12x12x4 mm³ ebatlarında üretilmiştir. Cihaz, 16 keV ile 6-25 MV Linac enerji aralığındaki tüm fotonlar için 1 mGy ile 10 Gy arasında doz ölçümü yapabilme kapasitesine sahiptir. Dozimetrelerin ön yüzünde 2D barkod ve

seri numarası bulunmakta olup, kullanıcı dostu bir deneyim sağlamak amacıyla sayısal kodlama da uygulanmıştır. Bu cihaz ile gerçekleştirilen ölçümler kaydedilip, daha sonraki analizler için kullanılabilir. Ayrıca, dozimetrelerin okuma süresi 20 saniyenin altındadır ve günlük kalite kontrol testlerinin yapılabilmesi için uygundur (Kara ve Hicsonmez 2022). Pdose Beo OSL okuyucu sisteminde optik uyarım için 455nm dalgaboyunda Luxeon Star/O mavi LED ışık kullanılmaktadır ve dahili olarak Hamamatsu-H10722 marka model fotoçoğaltıcı tüpe (PMT) sahiptir. Uyarım için kullanılan mavi LED ışığın ve dışarıdan gelen fotonların PMT'ye ulaşmasını engellemek için Schott DUG 11X filtresi yer almaktadır.



Şekil 3.8 OSL Dozimetre ve Pdose OSL dozimetre okuma sistemi

3.1.9 MOSFET (Metal-Oxide Semiconductor Field-Effect Transistor) dozimetre

MOSFET (Metal- Oxide Semiconductor Field- Effect Transistor) dozimetre (Best Medical Canada, Ottawa, Canada) sadece 0,2 mm x 0,2 mm'lik küçük bir aktif alana sahip, radyasyonu ölçmek için tasarlanmış son derece hassas bir cihazdır. Pozitif (P-tipi) yarı iletken katmanın negatif (N-tipi) yarı iletken katmandan yalıtkan bir oksit katmanla ayrıldığı bir sandviç yapı kullanır. Dozimetre, soğurduğu radyasyon dozuna bağlı olarak sürekli dalgalanan eşik gerilimindeki değişiklikleri tespit ederek çalışır. Bu gerilim değişimleri doğrudan soğurulan radyasyon miktarıyla bağlantılıdır. MOFET sisteminde bilgisayar kullanıcı arayüzü, okuyucu modülü ve 5 adet dedektör yer almaktadır. Okuyucu modülü 5 adet dedektör yuvası ve bilgisayar ile iletişimi sağlayan blue0074ooth içermektedir. MOSFET dozimetreler geniş ölçülebilir doz aralığı (1cGy – 10 Gy) ve düşük enerjili radyasyona duyarlılık gibi avantajlar sunar. Bu dozimetrenin en önemli özelliklerinden biri anlık doz okumaları sağlayabilmesidir, bu da onu hızlı ve doğru

ölçümlerin gerekli olduğu birçok klinik uygulama için tercih edilen bir seçenek haline getirir (Su vd. 2022).

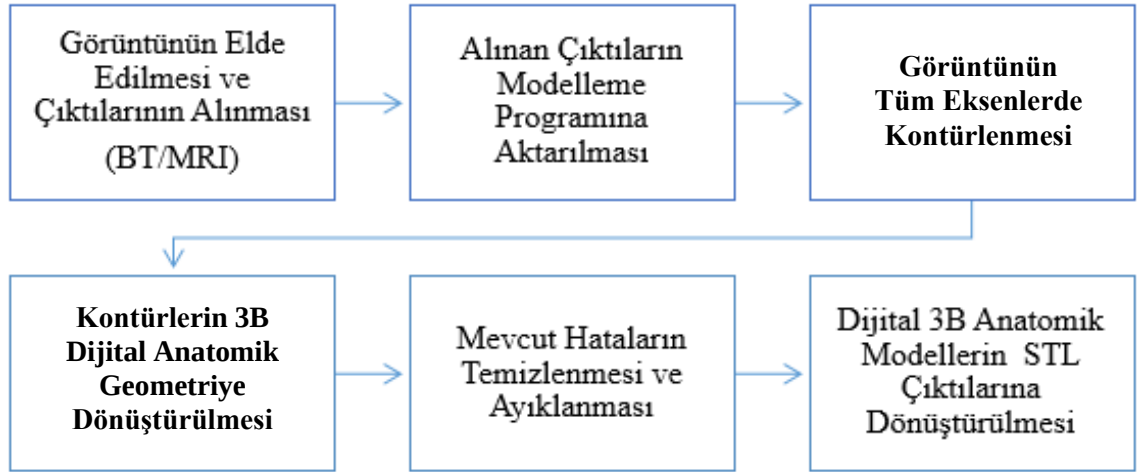


Şekil 3.9 MOSFET Dozimetre (www.radkor.com)

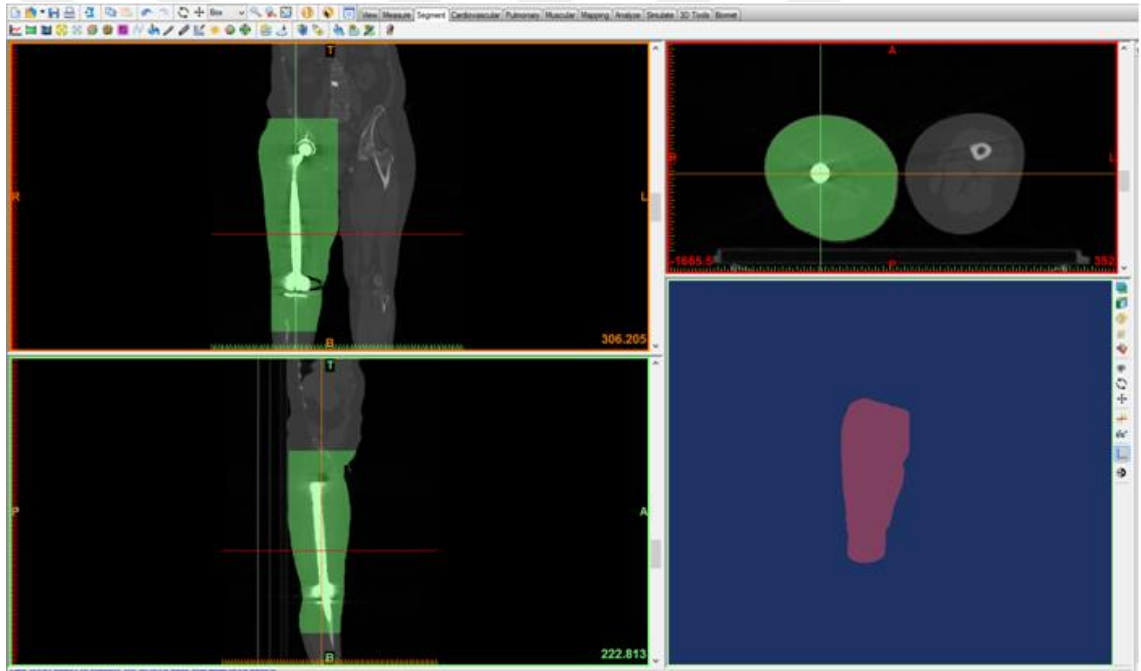
3.2 Yöntem

3.2.1 Çalışmada kullanılacak ekstremite fantomun modellenmesi, üretilmesi ve BT görüntülemesinin tamamlanması

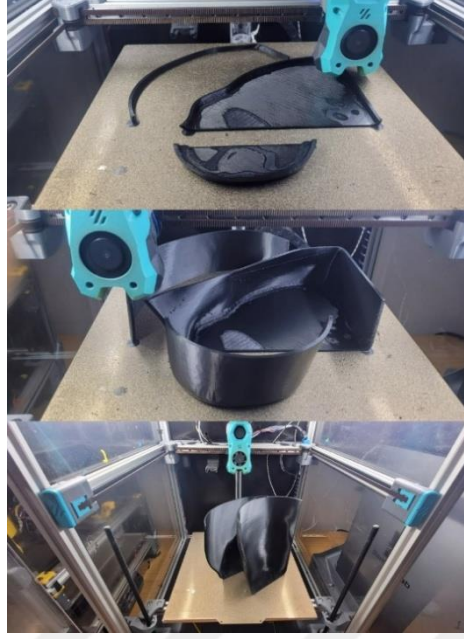
Ekstremitte fantomunda kullanılmak üzere daha önce tedavisi tamamlanmış diz ve femur bölgesinde implantı olan hastaların DICOM verileri incelenmiştir. 54 yaşında metal implanta sahip bir kadın hasta çalışmaya uygun olarak belirlenmiştir. Erdoğan'ın yaptığı çalışmada kullanılan anatomik modelleme iş akış diyagramına ait adımlar izlenerek fantom modellemesi yapılmıştır (Erdoğan, 2020) (Şekil 3.10). Modellemenin ilk adımında hastanın DICOM verileri MIMICS programına aktarılarak fantomun dijital modellemesi yapılmıştır (Şekil 3.11). Dijital modelleme 3B baskı dosya formatı olan STL (sitelografi) formatında kaydedilmiştir. Radyolojik ekstremite fantomunun dış (kabuk) kısmında doku eşdeğerine uygun, erime noktası yüksek, temini kolay, ekonomik ve dayanıklı olması sebebiyle ABS filament kullanılmıştır. Baskı, Voron marka Trident model 3B yazıcıda yazıcı baskı boyutlarındaki sınırlamalardan dolayı 4 parça olacak şekilde yaklaşık 24 saatte basılmıştır (Şekil 3.12).



Şekil 3.10 Dijital 3B anatomik modelleme sürecine ait iş akış şeması (Erdoğan 2020.)



Şekil 3.11 Dijital 3B anatomik modelleme sürecinde kullanılan MIMICS programı

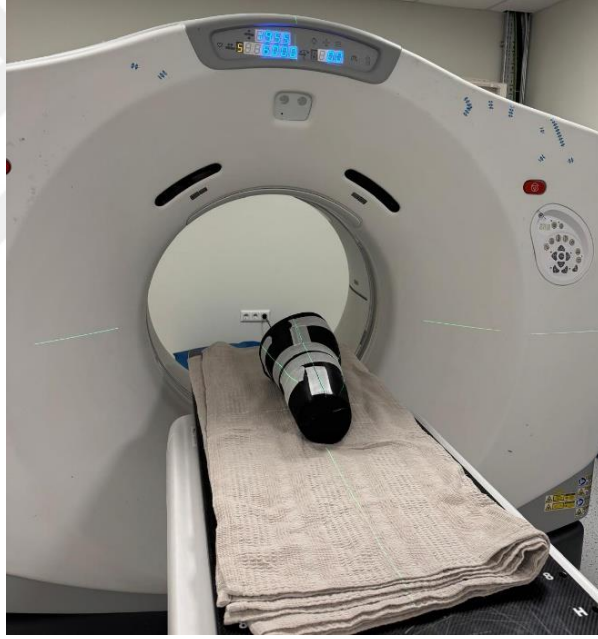


Şekil 3.12 Voron Trident marka 3B yazıcıda fantomun dış kısmının basılması

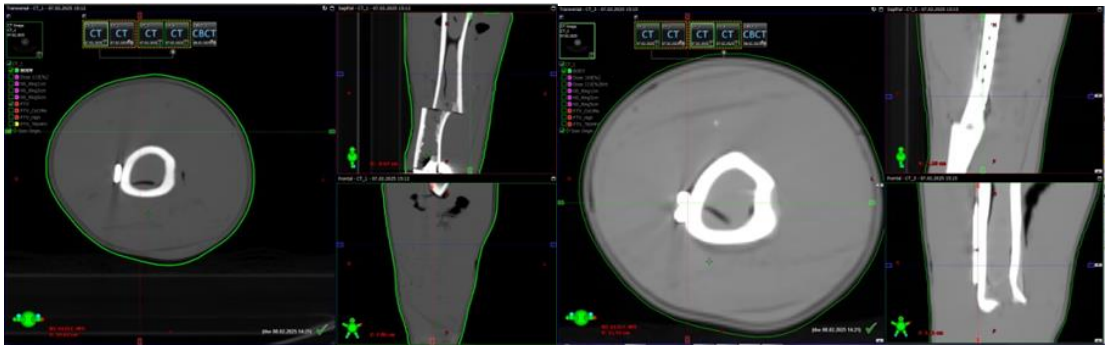
Ekstremitte fantomunun (EF) kemik dokusu için hayvan kemiği, kas dokusu için parafin kullanılarak, artroplasti cerrahisinde kullanılan CoCrMo femural implant ve Ti6Al4V alaşımlı femur düz plaka implantı hayvan kemiklerine sabitlenerek fantom imalatı tamamlanmıştır (Şekil 3.13). Ardından ekstremitte fantomunun GE Discovery RT marka BT kullanılarak görüntülemesi yapılmıştır. BT taraması, MAR algoritması kullanılarak (MAR(+)) ve kullanılmadan (MAR(-)) iki farklı kesit kalığında (1,25 ve 3,75 mm) ve 120 kV çekim parametrelerinde gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.7). Ekstremitte fantomunun sırasıyla Ti6Al4V ve CoCrMo implant yerleşimli bölgesinin BT görüntüleri Şekil 3.15 ve Şekil 3.16'da verilmiştir.



Şekil 3.13 Parafinin 3B baskıya doldurulması ve implantların konumlandırılması



Şekil 3.14 Ekstremitte fantomunun BT kullanılarak görüntülenmesinin tamamlanması



Şekil 3.15 Fantomun Ti6Al4V implant yerleşimli bölgesinin sırasıyla MAR (+) ve MAR (-) çekilen tomografi görüntüsü

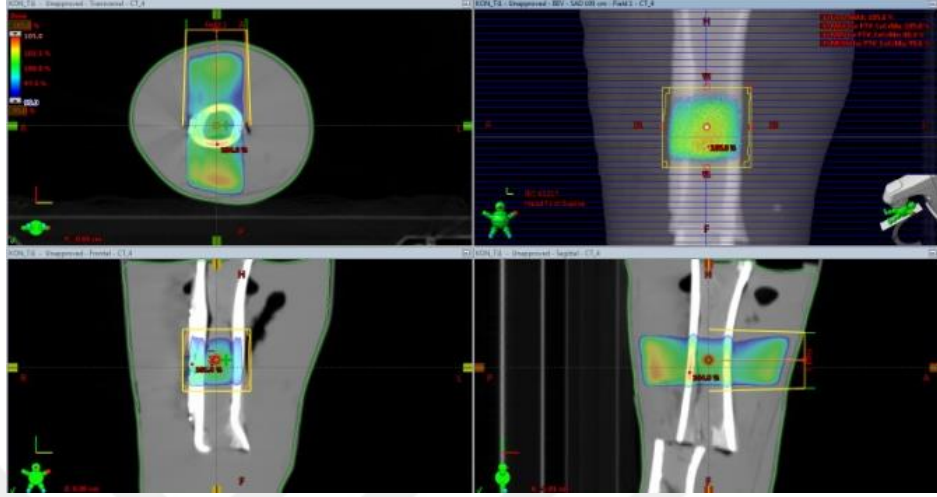


Şekil 3.16 Fantomun CoCrMo implant yerleşimli bölgesinin sırasıyla MAR (+) ve MAR (-) çekilen tomografi görüntüsü

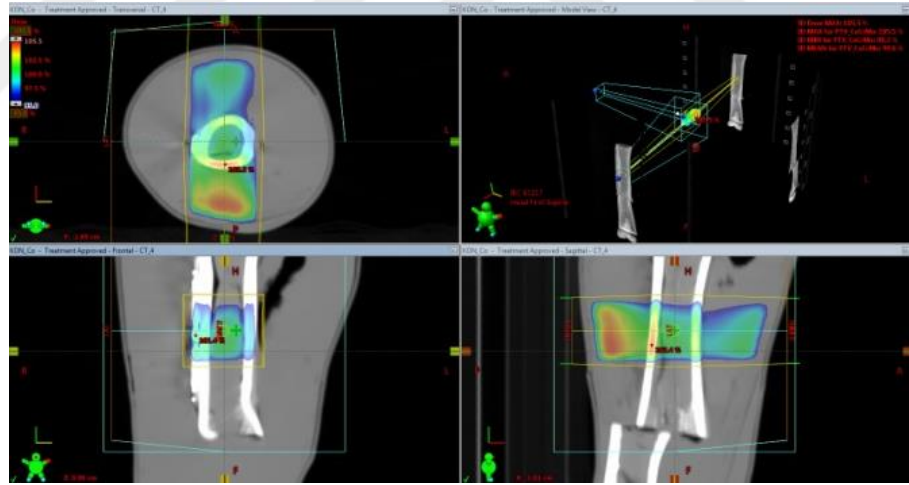
3.2.2 Kalite kontrolü yapılacak ekstremite fantomuna tedavi planlamalarının yapılması

Ekstremitte fantomuna yapılan 3B-KRT ve VMAT tedavi planlarında Varian Eclipse version 13.6 ve Anizotropik Analitik Algoritma (AAA) kullanılarak reçete edilen aynı doz ve optimizasyon limitleri kullanılmıştır. Toplam 4 adet BT görüntüsünün (1,25 mm ve 3,75 mm kesit kalınlığında MAR algoritmasının kullanıldığı ve kullanılmadığı durumlar) her biri için bir 3B-KRT ve bir VMAT tedavi planlaması yapılmıştır (Şekil 3.17-3.24). Bu şekilde tedavi için 8 ayrı planlama elde edilmiş oldu. 3B-KRT planlamalarında ön arka (AP) iki alan kullanılarak 6 MV foton enerjisi kullanılmıştır. Tek izomerkez ark VMAT tedavi planları, Trilogy lineer hızlandırıcının (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, ABD) 6 MV foton demeti kullanılarak Eclipse TPS sürüm 13.6'da oluşturulmuştur. İzomerkez PTV'nin yaklaşık geometrik merkezine yerleştirilmiştir. Her implant için bu işlem tekrarlanmıştır. Lineer hızlandırıcılar milenyum çok yapraklı kolimatör (MLC) ile donatılmıştır ve doz hızı 600 MU/dk olarak seçilmiştir. Reçete dozu 1 fraksiyonda 200 cGy olarak verilmiştir. Hacim dozu, 2,5 mm doz grid matrisi ile Analitik Anizotropik Algoritma (AAA) kullanılarak hesaplanmıştır. Klinik protokolde tanımlandığı gibi, tüm planlar PTV'nin minimum, %100'üne öngörülen

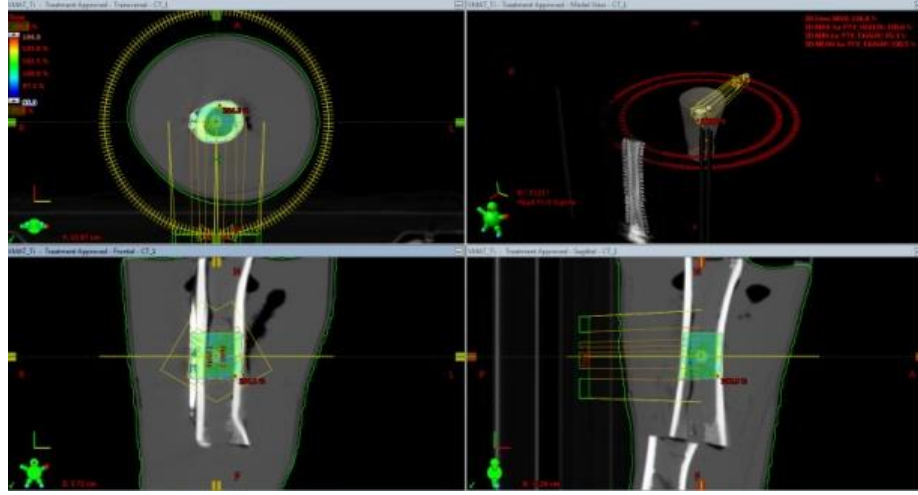
dozun $\geq 95\%$ 'ini verecek şekilde oluşturulmuştur ve PTV'nin maksimum dozu için bir limit belirlenmemiştir.



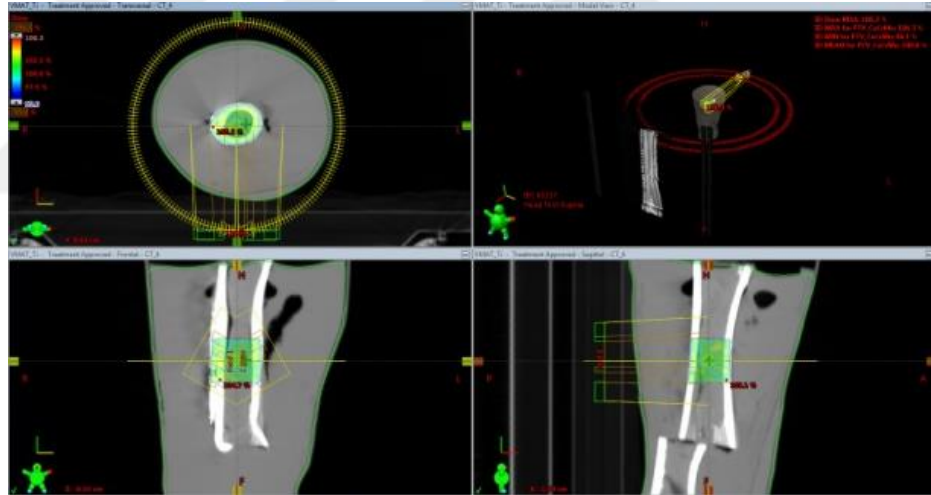
Şekil 3.17 Fantomun Ti6Al4V implant yerleşimli bölgesinin MAR (+) görüntüsüne ait 3B-KRT planlama doz dağılımı



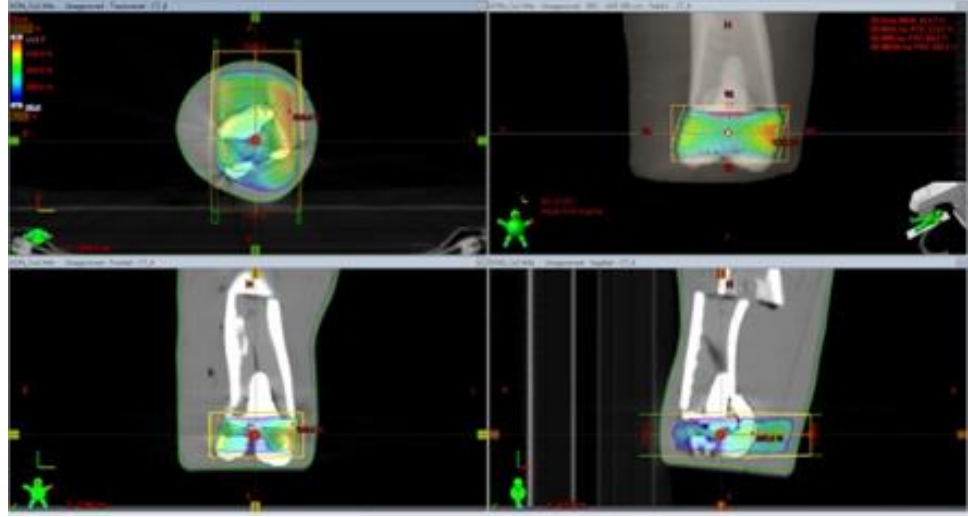
Şekil 3.18 Fantomun Ti6Al4V implant yerleşimli bölgesinin MAR (-) görüntüsüne ait 3B-KRT planlama doz dağılımı



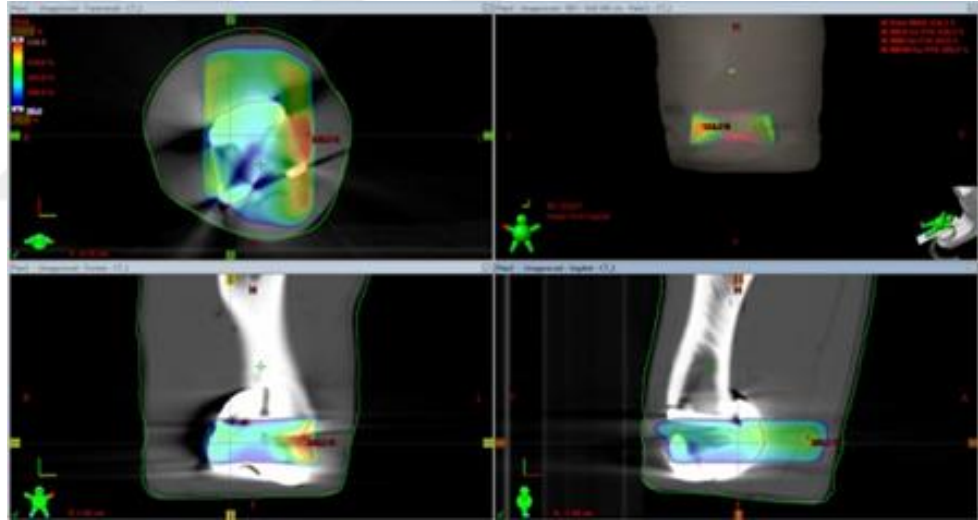
Şekil 3.19 Fantomun Ti6Al4V implant yerleşimli bölgesinin MAR (+) görüntüsüne ait VMAT planlama doz dağılımı



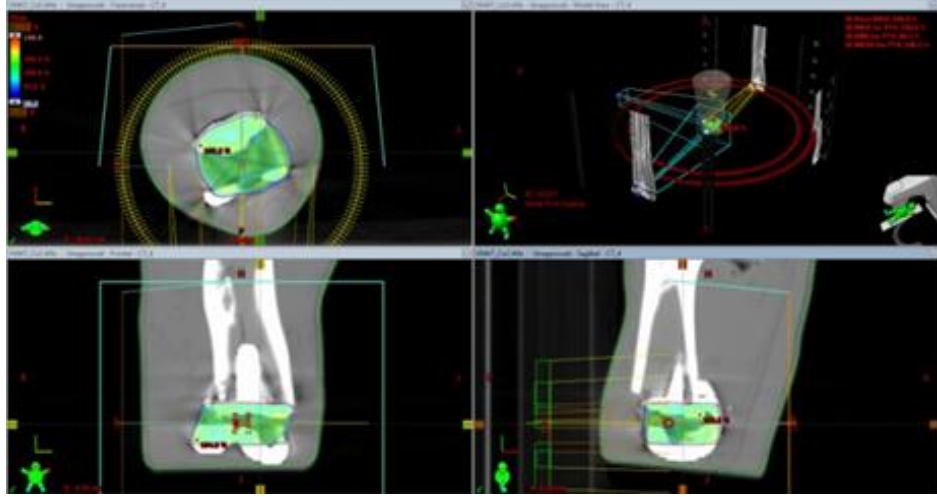
Şekil 3.20 Fantomun Ti6Al4V implant yerleşimli bölgesinin MAR (-) görüntüsüne ait VMAT planlama doz dağılımı



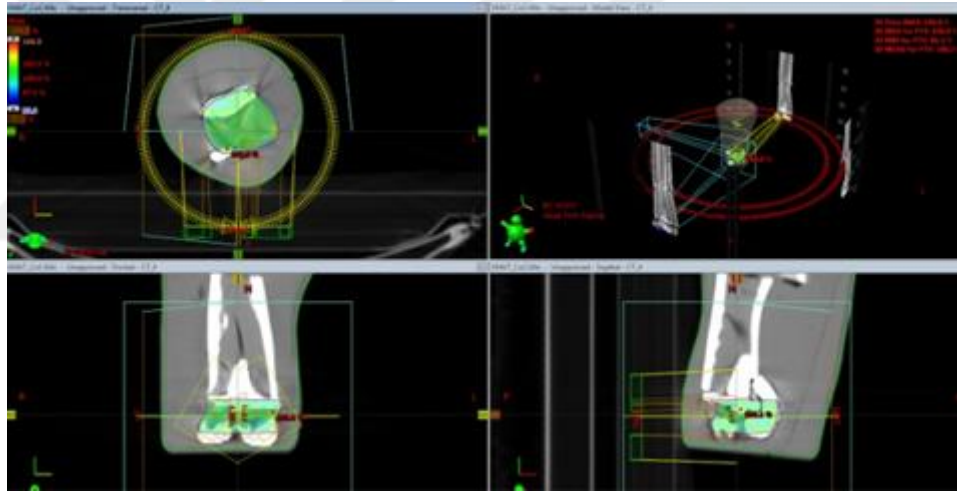
Şekil 3.21 Fantomun CoCrMo implant yerleşimli bölgesinin MAR (+) görüntüsüne ait 3B-KRT planlama doz dağılımı



Şekil 3.22 Fantomun CoCrMo implant yerleşimli bölgesinin MAR (-) görüntüsüne ait 3B-KRT planlama doz dağılımı



Şekil 3.23 Fantomun CoCrMo implant yerleşimli bölgesinin MAR (+)görüntüsüne ait VMAT planlama doz dağılımı

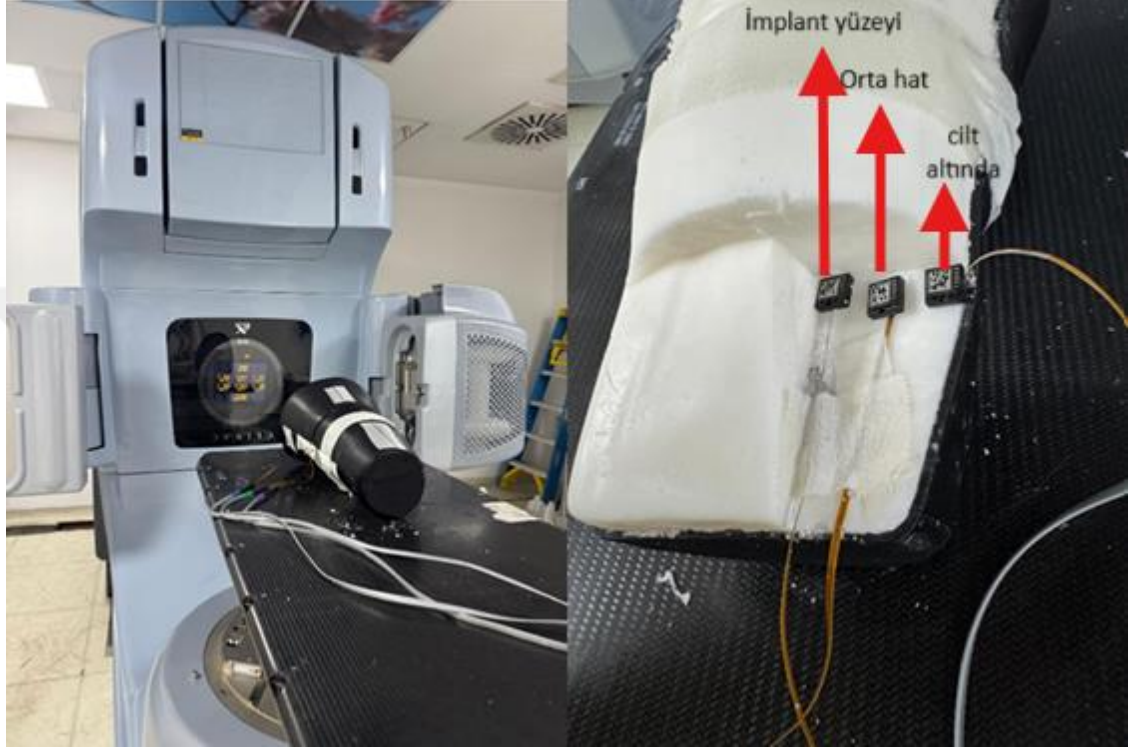


Şekil 3.24 Fantomun CoCrMo implant yerleşimli bölgesinin MAR (-) görüntüsüne ait VMAT planlama doz dağılımı

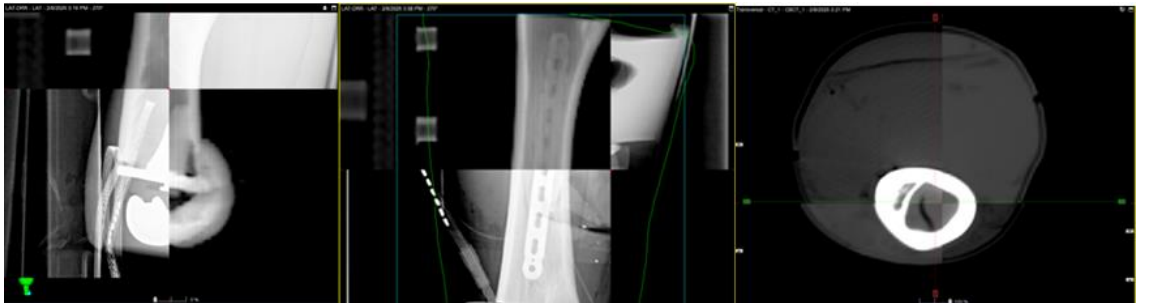
3.2.3 Ekstremité fantomunun kalite kontrolünün yapılması

Ekstremité fantomunun kalite kontrolünü gerçekleştirmek üzere implant yüzeyine (yüksek doz bölgesi), orta hattına ve cilt konturunun (düşük doz bölgesi) altına MOSFET ve BeO dozimetreler yerleştirilerek her bir planlama tekniği için 3 tekrarlı ölçümler alınmıştır (Şekil 3.25). Tüm ölçümler gerçek hasta protokolü kullanılarak AP (Anterior Posterior), LAT (Lateral) ve DRR (Digitally Reconstructed Radiogram) görüntülemeleri

ile CBCT görüntülemeleri alınarak yapılmıştır (Şekil 3.26). Ölçüm sonuçları tedavi planlama sistemindeki dozimetre lokasyonlarındaki doz değerleri ile karşılaştırılarak EF'nin klinik uygulanabilirliği değerlendirilmiştir. Ölçüm sonuçları ve TPS verileri ile aralarındaki ortalama doz, standart sapma ve yüzde fark değerleri hesaplanmıştır.



Şekil 3.25 BeO OSL ve MOSFET sistemlerinin fantomda konumlandırılması



Şekil 3.26 Ekstremité fantomunun sırasıyla CoCrMo implant yerleşimli bölgesinin, Ti6Al4V implant yerleşimli bölgesinin LAT DRR ve CoCrMo implant yerleşimli bölgesinin CBCT kurulum (setup) görüntüsü

4. BULGULAR

Bu çalışmada BT görüntülemesinde kullanılan MAR algoritmasının radyoterapi tedavi planlamalarında doz dağılımına etkisi tedavi planlama sistemiyle ve deneysel olarak değerlendirilmiştir. Bu doğrultuda iki farklı Z_{eff} değerine sahip metal implant içeren bir Ekstremita fantomu, 3B baskı teknikleri ile üretilmek üzere tasarlanmış, üretilmiş ve kalite kontrolü yapılmıştır. CoCrMo ve Ti6Al4V alaşımlı implantların yerleşim bölgelerinden alınan BT görüntüleri üzerinden 10 noktada HU değerleri kaydedilmiştir. Alınan ölçümlerde MAR (+) ve MAR (-) durumları için HU değerlerinin ortalama değerleri ve standart sapmaları Çizelge 4.1 ve 4.2’de verilmiştir.

Çizelge 4.1, CoCrMo implantı için MAR (+) ve MAR (-) durumlarında ölçülen HU değerlerini karşılaştırmaktadır. 1,25 mm kesit kalınlığında MAR (+) kullanımı, HU değerini 2452 ± 455 ’ten artırarak 2674 ± 271 ’e yükseltirken ve standart sapmayı azaltmıştır. Ancak, 3,75 mm kesit kalınlığında MAR (+) ile HU değeri 2479 ± 360 ’tan azalarak 2129 ± 321 olarak belirlenmiş ve MAR (-) değerine kıyasla bir düşüş gözlemlenmiştir. Bu durum, MAR algoritmasının etkisinin kesit kalınlığına bağlı olarak değişebildiğini göstermektedir.

Çizelge 4.1 CoCrMo implantı için ortalama HU değerleri ve standart sapmaları

Kesit kalınlığı (mm)	MAR (-) HU	MAR (+) HU
1,25	2452 ± 455	2674 ± 271
3,75	2479 ± 360	2129 ± 321

Çizelge 4.2, Ti6Al4V implantı için MAR algoritmasının HU değerlerine etkisini değerlendirmektedir. 1,25 mm kesit kalınlığında MAR (+) kullanımı, HU değerini artırarak 2385 ± 447 ’den 2600 ± 403 ’e çıkarmıştır. Ancak, 3,75 mm kesit kalınlığında MAR (+) ile HU değeri 2479 ± 360 ’tan 2093 ± 405 ’e düşmüştür. Bu veriler, MAR algoritmasının Ti6Al4V implantında etkisinin CoCrMo implantına benzer şekilde kesit kalınlığına bağlı olarak değiştiğini ve özellikle ince kesitlerde daha belirgin HU değişiklikleri yarattığını ortaya koymaktadır.

Çizelge 4.2 Ti6Al4V implantı için ortalama HU değerleri ve standart sapmaları

Kesit kalınlığı (mm)	MAR (-) HU	MAR (+) HU
1,25	2385 ± 447	2600 ± 403
3,75	2169 ± 428	2093 ± 405

Çizelge 4.3 MAR (-) durumunda CoCrMo implantı için 3B-KRT ölçüm sonuçlarını göstermektedir. Çizelgede sunulan doz değerleri her bir ölçüm yönteminde 3 tekrarlı olarak gerçekleştirilmiş ve ortalaması alınarak elde edilmiştir. Çizelge 4.3 incelendiğinde BT alınan kesit kalınlığı arttıkça tüm ölçüm noktalarında MOSFET ve OSL için % doz farkının ve implant yüzeyinde ölçülen dozun arttığı görülmektedir. Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.4, CoCrMo alaşımlı femoral implant için MAR (-) ve MAR (+) durumlarında yapılan 3B-KRT ölçüm sonuçlarını göstermektedir. Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.4 değerlendirildiğinde, MAR (+) algoritması kullanıldığında, her iki kesit kalınlığında ve tüm ölçüm noktalarında TPS' ten elde edilen sonuçların kıyaslandığı % doz farkı değerlerinin MAR (-) durumunda yapılan tedavi planlarındaki % doz farkı değerlerinden daha yakın olduğu görülmüştür. Bu durum, MAR algoritmasının metal implantlardan kaynaklanan artefaktları azaltarak daha güvenilir doz hesaplamalarına olanak sağladığını göstermektedir.

Çizelge 4.3 MAR (-) CoCrMo alaşımlı femoral implant için 3B-KRT ölçüm sonuçları

Kesit kalınlığı (mm)	Ölçüm	MOSFET (cGy)	OSL (cGy)	TPS (cGy)	% Doz farkı MOSFET	% Doz fark OSL
1,25	0cm (İmplant Yüzeyinde)	262,00 ± 3,10	224,30 ± 2,36	244,40 ± 2,48	-7,20	8,22
	1cm (Ortada)	258,00 ± 2,14	307,80 ± 1,72	278,70 ± 1,47	7,43	-10,44
	2cm (Cilt Altında)	6,98 ± 1,25	9,15 ± 1,12	7,72 ± 0,96	9,59	-18,52
3,75	0cm (İmplant Yüzeyinde)	290,00 ± 2,84	224,30 ± 3,80	270,50 ± 3,89	-7,21	17,08
	1cm (Ortada)	243,00 ± 1,45	307,80 ± 2,76	267,40 ± 2,68	9,12	-15,11
	2cm (Cilt Altında)	6,39 ± 0,90	9,35 ± 1,63	7,71 ± 1,14	17,12	-21,27

Çizelge 4.4 MAR (+) CoCrMo alaşımlı femural implant için 3B-KRT ölçüm sonuçları

Kesit kalınlığı (mm)	Ölçüm	MOSFET (cGy)	OSL (cGy)	TPS (cGy)	% Doz farkı MOSFET	% Doz farkı OSL
1,25	0 cm (İmplant Yüzeyinde)	258,00 ± 3,05	268,70 ± 2,86	252,10 ± 1,55	-2,34	-6,58
	1cm (Ortada)	26,40 ± 2,94	27,10 ± 1,44	26,10 ± 1,41	-1,15	-3,83
	2cm (Cilt Altında)	9,28 ± 0,78	9,61 ± 1,06	8,70 ± 0,31	-6,67	-10,46
3,75	0 cm (İmplant Yüzeyinde)	261,00 ± 3,12	268,70 ± 2,96	248,10 ± 3,56	-5,20	-8,30
	1cm (Ortada)	247,00 ± 2,20	258,10 ± 1,05	232,60 ± 2,47	-6,19	-10,96
	2cm (Cilt Altında)	7,12 ± 1,47	7,94 ± 0,88	7,27 ± 1,63	2,06	-9,22

Çizelge 4.5 ve Çizelge 4.6, CoCrMo implantı kullanılarak gerçekleştirilen VMAT tekniğiyle elde edilen ölçüm sonuçlarını içermektedir. Çizelge 4.5 ve 4.6 karşılaştırıldığında MAR (+) durumunda MAR (-) durumuna göre 1,25 kesit kalınlığında üç ölçüm noktasında da doz değerleri ve % doz farkı değerleri düşmüştür. Ancak 3,75 kesit kalınlığında MAR algoritması ile implant yüzeyinde % doz farkı azalırken orta hat ve cilt altında yani düşük doz bölgelerinde % doz farkı artmıştır. Bu bulgu, MAR algoritmasının VMAT tekniğinde doz dağılımını belirlerken bazı bölgelerde ölçüm doğruluğunu artırdığını, ancak düşük doz bölgelerinde farklılıkların devam ettiğini ortaya koymaktadır.

Çizelge 4.5 MAR (-) CoCrMo alaşımlı femural implant için VMAT ölçüm sonuçları

Kesit kalınlığı (mm)	Ölçüm	MOSFET (cGy)	OSL (cGy)	TPS (cGy)	% Doz farkı MOSFET	% Doz farkı OSL
1,25	0 cm (İmplant Yüzeyinde)	117,00 ± 3,40	136,50 ± 3,56	127,50 ± 3,11	8,24	-7,06
	1cm (Ortada)	112,00 ± 2,15	86,10 ± 2,14	99,50 ± 2,41	-12,56	13,47
	2cm (Cilt Altında)	54,70 ± 1,56	69,80 ± 0,96	59,80 ± 1,52	8,53	-16,72
3,75	0 cm (İmplant Yüzeyinde)	120,00 ± 2,88	144,50 ± 2,89	124,70 ± 3,16	3,77	-15,88
	1cm (Ortada)	84,30 ± 1,63	86,10 ± 1,22	88,50 ± 2,14	4,75	2,71
	2cm (Cilt Altında)	50,50 ± 0,21	59,80 ± 1,02	51,60 ± 1,45	2,13	-15,89

Çizelge 4.6 MAR (+) CoCrMo alaşımlı femural implant için VMAT ölçüm sonuçları

Kesit kalınlığı (mm)	Ölçüm	MOSFET (cGy)	OSL (cGy)	TPS (cGy)	% Doz farkı MOSFET	% Doz farkı OSL
1,25	0 cm (İmplant Yüzeyinde)	111,00 ± 3,16	120,70 ± 2,14	116,60 ± 3,12	4,80	-3,52
	1cm (Ortada)	69,80 ± 2,66	80,50 ± 1,85	74,30 ± 2,92	6,06	-8,34
	2cm (Cilt Altında)	49,80 ± 1,47	59,20 ± 0,63	52,80 ± 1,37	5,68	-12,12
3,25	0 cm (İmplant Yüzeyinde)	109,00 ± 2,84	115,70 ± 2,41	112,60 ± 2,89	3,20	-2,75
	1cm (Ortada)	88,10 ± 1,41	86,50 ± 2,01	92,40 ± 1,68	4,65	6,39
	2cm (Cilt Altında)	52,80 ± 0,69	54,20 ± 1,03	51,20 ± 0,86	-3,13	-5,86

Çizelge 4.7 ve Çizelge 4.8, Ti6Al4V alaşımlı femoral implant kullanılarak 3B-KRT tekniğiyle yapılan doz ölçümlerini göstermektedir. Çizelge 4.7 ve Çizelge 4.8 incelendiğinde MAR (+) algoritması, her iki kesit kalınlığında ve ölçüm noktalarında MOSFET ve OSL için % doz farkının azalmasına ve TPS ile daha uyumlu sonuçlara sebep olmuştur. Ancak, orta hat ve cilt altı bölgelerinde MAR (+) ile ölçülen doz değerleri, MAR (-) durumuna kıyasla bazı farklılıklar göstermektedir. Bu durum, MAR algoritmasının düşük doz bölgelerinde her zaman tutarlı bir iyileştirme sağlamadığını göstermektedir.

Çizelge 4.7 MAR (-) Ti6Al4V alaşımlı femur plaka implant için 3B-KRT ölçüm sonuçları

Kesit kalınlığı (mm)	Ölçüm	MOSFET (cGy)	OSL (cGy)	TPS (cGy)	% Doz farkı MOSFET	% Doz farkı OSL
1,25	0 cm (İmplant Yüzeyinde)	274,00 ± 2,14	262,60 ± 3,14	286,70 ± 2,56	4,43	8,41
	1,5 cm (Ortada)	3,69 ± 1,56	3,72 ± 2,56	3,42 ± 1,45	-7,89	-8,77
	3 cm (Cilt Altında)	3,54 ± 0,89	4,32 ± 1,65	3,96 ± 0,86	10,61	-9,09
3,75	0 cm (İmplant Yüzeyinde)	232,00 ± 3,41	262,60 ± 3,89	243,40 ± 2,31	4,68	-7,89
	1,5 cm (Ortada)	21,10 ± 2,09	18,72 ± 2,55	20,20 ± 1,61	-4,46	7,33
	3 cm (Cilt Altında)	9,41 ± 1,23	7,32 ± 1,87	8,48 ± 1,01	-10,97	13,68

Çizelge 4.8 MAR (+) Ti6Al4V alaşımlı femoral implant için 3B-KRT ölçüm sonuçları

Kesit kalınlığı (mm)	Ölçüm	MOSFET (cGy)	OSL (cGy)	TPS (cGy)	% Doz farkı MOSFET	% Doz farkı OSL
1,25	0 cm (İmplant Yüzeyinde)	51,25 ± 3,44	54,80 ± 3,20	52,38 ± 3,65	2,16	-4,62
	1,5 cm (Ortada)	8,21 ± 2,11	8,52 ± 2,43	8,26 ± 1,88	0,61	-3,15
	3 cm (Cilt Altında)	3,16 ± 0,93	2,97 ± 1,12	3,11 ± 1,02	-1,61	4,50
3,75	0 cm (İmplant Yüzeyinde)	240,00 ± 2,51	264,80 ± 2,64	251,10 ± 2,43	4,42	-5,46
	1,5 cm (Ortada)	17,60 ± 1,06	16,52 ± 1,83	17,30 ± 1,03	-1,73	4,51
	3 cm (Cilt Altında)	5,07 ± 0,69	5,17 ± 0,91	5,22 ± 0,97	2,87	0,96

Çizelge 4.9 ve Çizelge 4.10, Ti6Al4V implantı kullanılarak VMAT tekniğiyle yapılan doz ölçümlerini sunmaktadır. Çizelge 4.9 ve Çizelge 4.10 incelendiğinde, implant yüzeyindeki TPS doz değerlerinde neredeyse farklılık görülmemektedir. Ancak, orta hat ve cilt altı bölgelerinde bazı durumlarda, MAR (-) durumuna kıyasla daha düşük doz değerleri gözlemlenmiştir. Buna rağmen, genel olarak MAR (+) algoritmasının kullanımı, TPS ile dozimetre ölçümleri arasındaki farkları azaltarak daha tutarlı ve güvenilir sonuçlar elde edilmesini sağlamıştır.

Çizelge 4.9 MAR (-) Ti6Al4V alaşımlı femur plaka implant için VMAT ölçüm sonuçları

Kesit kalınlığı (mm)	Ölçüm	MOSFET (cGy)	OSL (cGy)	TPS (cGy)	% Doz farkı MOSFET	% Doz farkı OSL
1,25	0 cm (İmplant Yüzeyinde)	221,00 ± 3,50	262,60 ± 2,85	237,40 ± 3,64	6,91	-10,62
	1,5 cm (Ortada)	61,70 ± 2,14	72,30 ± 1,46	64,80 ± 2,45	4,78	-11,57
	3 cm (Cilt Altında)	44,50 ± 1,06	35,70 ± 0,55	41,50 ± 1,47	-7,23	13,98
3,75	0 cm (İmplant Yüzeyinde)	205,00 ± 3,62	211,20 ± 2,89	202,60 ± 2,54	-1,18	-4,24
	1,5 cm (Ortada)	106,00 ± 2,01	101,30 ± 2,01	108,70 ± 1,93	2,48	6,81
	3 cm (Cilt Altında)	68,80 ± 1,42	61,70 ± 1,06	71,10 ± 0,66	3,23	13,22

Çizelge 4.10 MAR (+) Ti6Al4V alaşımlı femur plaka implant için VMAT ölçüm sonuçları

Kesit kalınlığı (mm)	Ölçüm	MOSFET (cGy)	OSL (cGy)	TPS (cGy)	% Doz farkı MOSFET	% Doz farkı OSL
1,25	0 cm (İmplant Yüzeyinde)	229,00 ± 2,87	248,90 ± 3,01	238,50 ± 3,51	3,98	-4,36
	1,5 cm (Ortada)	67,70 ± 1,64	74,30 ± 2,51	69,50 ± 2,19	2,59	-6,91
	3 cm (Cilt Altında)	44,60 ± 0,65	49,70 ± 1,63	45,20 ± 1,52	1,33	-9,96
3,75	0 cm (İmplant Yüzeyinde)	226,00 ± 3,21	238,90 ± 2,47	232,90 ± 2,36	2,96	-2,58
	1,5 cm (Ortada)	95,20 ± 2,41	96,30 ± 1,23	96,40 ± 1,06	1,24	0,10
	3 cm (Cilt Altında)	68,20 ± 1,65	62,70 ± 0,42	69,10 ± 0,58	1,30	9,26

5. TARTIŞMA

Radyoterapi alan hastalarda, sağkalım süresinin artmasıyla birlikte tedavi alanı veya riskli organ yakınında metalik implantlara rastlama olasılığı artmaktadır. İmplant materyalinin tedavi alanına girmesi durumunda yüksek yoğunluğu sebebiyle doz dağılımını etkilemektedir. Literatürde, radyoterapide yüksek yoğunluklu malzemelerle ilgili birçok çalışma bulunmaktadır. Buna rağmen, farklı kesit kalınlıklarında alınan BT görüntüleri üzerinden farklı metal alaşımlı malzemelerin MAR algoritması kullanıldığı ve kullanılmadığı durumlarda hastaya özgü fantom kullanılarak farklı ölçüm sistemleriyle yapılmış bir çalışma bulunmamaktadır. Tez çalışmasının dozimetrik ölçümleri 48 noktadan , 3 tekrarlı olarak gerçekleştirilmiştir.

CoCrMo implantı için % doz farkı değerlerini inceleyecek olursak, 1,25 mm kesit kalınlığında OSL ölçümlerinde TPS ile arasındaki en yüksek doz farkı %18,52 olarak MAR(-) 3B-KRT tedavisinde ve en düşük doz farkı %3,52 olarak MAR(+) VMAT tedavisinde bulunmuştur. 1,25 mm kesit kalınlığında MOSFET ölçümlerinde TPS ile arasındaki en yüksek doz farkı %12,56 olarak MAR(-) VMAT tedavisinde ve en düşük doz farkı %1,15 olarak MAR(+) 3B-KRT tedavisinde bulunmuştur. 3,75 mm kesit kalınlığında, OSL ölçümlerinde TPS ile arasındaki en yüksek doz farkı %21,27 olarak MAR(-) 3B-KRT tedavisinde ve en düşük doz farkı %2,71 olarak MAR(-) VMAT tedavisinde bulunmuştur. 3,75 mm kesit kalınlığında MOSFET ölçümlerinde TPS ile arasındaki en yüksek doz farkı %17,12 olarak MAR(-) 3B-KRT tedavisinde ve en düşük doz farkı %2,06 olarak MAR(+) 3B-KRT tedavisinde bulunmuştur.

Ti6Al4V implantı için % doz farkı değerleri incelenecek olursa, 1.25 mm kesit kalınlığında OSL ölçümlerinde TPS ile arasındaki en yüksek doz farkı %13,98 olarak MAR(-) VMAT tedavisinde ve en düşük doz farkı %3,15 olarak MAR(+) 3B-KRT tedavisinde bulunmuştur. 1.25 mm kesit kalınlığında MOSFET ölçümlerinde TPS ile en yüksek fark %10,61 olarak MAR(-) 3B-KRT tedavisinde ve en düşük doz farkı %0,61 olarak MAR(+) 3B-KRT tedavisinde bulunmuştur. 3.75 mm kesit kalınlığında OSL ölçümlerinde TPS ile arasındaki en yüksek doz farkı %13,68 olarak MAR (-) 3B-KRT tedavisinde ve en düşük doz farkı %0,1 olarak MAR(+) VMAT tedavisinde bulunmuştur.

3,75 mm kesit kalınlığında MOSFET ölçümlerinde TPS ile en yüksek doz farkı %10,97 olarak MAR(-) 3B-KRT tedavisinde ve en düşük doz farkı %1,18 olarak MAR(-) VMAT tedavisinde bulunmuştur.

Bu değerlendirmelerle birlikte TPS ile en yüksek %fark değerleri OSL dozimetreler ile elde edilmiştir ve buna dayanarak MOSFET dozimetri sistemin TPS ile daha uyumlu çalıştığı söylenebilir. Genel olarak incelendiğinde ise hem MOSFET hem de OSL sonuçları için % fark değerleri MAR kullanıldığı durumda, MAR kullanılmadığı durumuna göre azalmıştır. BT tarama kesit kalınlıkları dikkate alınarak incelendiğinde CoCrMo alaşımlı implant için hem OSL hem de MOSFET için en yüksek % fark değerlerinin, kesit kalınlığı (1,25 mm ve 3,75 mm) arttıkça azaldığı görülmüştür. Ti6Al4V alaşımlı implant için BT tarama kesit kalınlığına bağlı en yüksek % fark değerlerinde OSL ve MOSFET için anlamlı bir fark bulunamamıştır. CoCrMo femoral implantı gibi yüksek Z_{eff} değerine sahip implantlar bulunduran hastalar için kesit kalınlığının düşük seçilmesiyle RT planlamasında daha tutarlı doz dağılımları elde edilebilir .

Özden'in (2014) yaptığı tez çalışmasında farklı metalik alaşımlardan oluşan 4 ayrı kalça protezi içeren fantomlarda iki boyutlu iyon odası, iyon odası ve gafkromik film ile TPS dozlarını karşılaştırmıştır. 6MV x-ışını foton enerjisinde TPS ile karşılaştırıldığında CoCrMo implantı için en yüksek doz farkı %20 ve Ti6Al4V implantı için en yüksek doz farkı % 5 bulmuştur (Özden 2014). CoCrMo implantı için elde ettiği sonuçlar, çalışmamız ile uyumludur. Ti6Al4V implantı için bizim çalışmamızda % doz farkı değeri daha yüksek çıkmıştır. Bunun sebebinin tasarlanan çalışma ve kullanılan dozimetrik sistem farklılıklarından kaynaklandığı söylenebilir.

Ojala ve arkadaşları (2014) fantom içine bir titanyum implant yerleştirerek yaptıkları çalışmada AAA algoritması kullanılan TPS ve TLD dozları arasındaki fark titanyum implantın kalın kısmı için %6,79 olarak bulmuşlardır (Ojala vd. 2014). Bizim çalışmamızda Ti6Al4V implantı için MAR (-) TPS ve OSL için maksimum doz farkı %9,09 olarak kaydedilmiştir. Fakat MAR (+) ölçümlerde aynı noktadaki doz farkı %4,50 olarak kaydedilmiştir. MAR kullanımının saçılmayı azaltmaya yönelik katkısından

dolayı % doz farkı değeri azalmıştır ve planlamaya daha yakın bir sonuç vermiştir.

Gül ve arkadaşları (2024) Eclipse tedavi planlama sisteminin AAA ve PBC algoritmalarını doz tahminlerinin doğruluğunu farklı kalça protezlerini doku eşdeğeri bir ortamda dozimetrik olarak incelemişlerdir. TLD dozimetri kullanılarak yapılan çalışmada TPS algoritmalarının belirsizliğinin kalça protezinin yoğunluğu ve çapı arttıkça arttığı gözlemlenmiştir. Bu nedenle, kalça protezi uygulanan hastaların tedavisinde RT uygulanması gibi durumlarda protezin tedaviyi etkileyebileceğinin göz önünde bulundurulmasına dikkat çekilmiştir. RT planlaması yapılacak hasta hakkında protezin elektron yoğunluğu hakkında medikal fizikçinin bilgilendirilmesi noktasına değinilmiştir (Gül vd. 2024). Ayrıca CoCrMo implantı için TPS ve TLD arasında buldukları en yüksek fark %14,43 iken Ti6Al4V için en yüksek doz farkı %7,59' dur. Bizim çalışmamızda da MAR (-) durumunda CoCrMo için en yüksek doz farkı OSL için %18,52 iken Ti6Al4V implantı için en yüksek doz farkı OSL için % 9,09 olduğu görülmüştür. Bu da implant malzemesinin özelliğinin bilinmesi noktasında Gül ve arkadaşlarının (2024) çalışmasını destekler niteliktedir.

Vücut içindeki metal yapıların doz dağılımına etkisi, RT planlanan bölgeye ve yönetime bağlı olarak, 3B-KRT uygulandığı durumda, YART ve VMAT tekniklerine oranla daha az açıda ışın demet alanı kullanıldığı için daha fark edilir hale geldiği Giantsoundi ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada ortaya konmuştur. Doz değeri hatalarının, fazla sayıda tedavi ışın demeti kullanıldığında azaldığı kaydedilmiştir. VMAT gibi, ışınlamanın sürekli devam ettiği tedavi tekniğinde doz dağılımının homojen olmamasından kaynaklanan etkilerin azaldığı görülmüştür (Giantsoudi vd. 2017). Bizim çalışmamızda, CoCrMo femoral implant için MAR (-) durumunda VMAT planlaması için düşük doz bölgesinde maksimum doz farkı %16,72 iken 3B-KRT için %18,52'dir. Ti6Al4V femur plaka implantı için MAR (-) durumunda VMAT planlaması için düşük doz bölgesinde maksimum doz farkı %13,98 iken 3B-KRT için %9,09'dur. Giantsoundi ve arkadaşlarının dikkat çektiği nokta bizim çalışmamızda CoCrMo implantı için geçerli olurken Ti6Al4V implantı için doğrulanamamıştır. Bunun nedeninin implant malzemesinden ziyade implant büyüklüğünden kaynaklandığı söylenebilir.

Gjesteby ve arkadaşları (2016) da yaptıkları çalışmada metal artefakt oluşumundaki belirli nedenleri araştırmış, metal implantları türlerine göre sınıflandırmış ve MAA yöntemlerindeki yenilikleri değerlendirmişlerdir. MAA yöntemleri üzerine yaklaşık 40 yıldır yapılan iyileştirmelere rağmen yüksek yoğunluklu, yüksek soğurma katsayısına sahip, büyük veya şekil olarak düzensiz metaller için MAA'nın geldiği nokta hala yetersizdir (Gjesteby vd. 2016). Yaptığımız çalışmadan elde edilen sonuçlara göre MAR algoritmasının, metal artefaktların olumsuz etkilerini ortadan kaldırma konusunda yetersiz olsa da sonuçları iyileştirdiği söylenebilir.

Çalışmamızda 1,25 mm kesit kalınlığında alınan BT görüntüleri için OSL dozimetreler için en yüksek %doz farkı 18,52 ve 3,75 kesit kalınlığında 21,27 bulunmuştur. 1,25 mm kesit kalınlığında alınan BT görüntüleri için MOSFET %doz farkı en yüksek 12,56 ve 3,75 kesit kalınlığında 17,12 bulunmuştur. % doz farkı değerlerinin böyle çıkmasında kullanılan implantın Z_{eff} değerinin yüksek olmasından kaynaklı ışın sertleşmesinin etkili olduğu söylenebilir.

Koelbl tarafından yapılan iki çalışmada (2015,2016), metal implant içeren alanlardaki BT'de HU değerlerine bakıldığında MAR yöntemi kullanımıyla standart sapma değerlerinin 1006 HU'dan 408 HU'ya düştüğü ölçülmüştür (Koelbl 2015, 2016). Bizim çalışmamızda da CoCrMo ve Ti6Al4V alaşımlı implantlar için alınan CT görüntülerinde HU değerlerini MAR (+) ve MAR (-) durumları için incelediğimizde farklı kesit kalınlıkları da hesaba katıldığında MAR (+) durumunda standart sapmaların hepsinin MAR (-) durumuna göre daha düşük olduğu görülmüştür. Koelbl ve arkadaşlarının da (2015,2016) belirttiği gibi, çalışmamızda da MAR uygulanmasının doz hesaplamada doğruluğun artmasına ve metal artefaktlardan kaynaklı olumsuz etkilerin azalmasında fayda sağladığı görülmüştür.

6. SONUÇ

RT de hedeflenen dozun ve kritik organ dozlarının alacağı doz hesaplanırken implantın tedavi bölgesindeki yerine ve şekline dikkat edilmelidir. Özellikle metal implant varlığının radyasyon demetinin zayıflamasına neden olduğu ve bunun da TPS tarafından tahminin, implant malzemesine, büyüklüğüne ve uygulanan tedaviye bağlı olarak yaklaşık %20 ile %1 arasında değişen oranda eksik kaldığı bu tez çalışmasında gösterilmiştir. Bu sonuçlarla birlikte implant yakınında tümöre verilecek dozda kontrolün sağlanamaması durumu ortaya çıkacaktır. Tez çalışmamızda kullandığımız CoCrMo femoral implantı gibi büyük ve kalın implantlarda dozimetrik hatalarda artış meydana gelmesi mümkündür. Tez çalışmamız sonucunda metal implantı olan hastalarda MAR kullanımının saçılmayı azaltmaya katkısından dolayı planlama ile uyumlu sonuçlar verdiği görülmüştür. RT' de toksiteleri düşürmek için hasta BT taramalarında MAR kullanımı ve kesit kalınlığının düşük seçilmesi önerilmektedir. Metal artefakta sebep olan implantların konum ve şekil bilgilerinin doktor ve sağlık fizikçisi tarafından bilinmesinin hata payını azaltabileceği doğrulanmıştır. Birçok alanda kullanılan 3B baskı teknolojisinin gelişimiyle birlikte RT'de de kalite kontrol amaçlı doku eşdeğeri fantomların kullanımının artması ve rutine eklenmesi de olası görünmektedir. Bu tez çalışmasından elde edilen sonuçlarla, hastada metal implant olması durumunda mümkünse implantın tedavi planlaması alanı dışında bırakılması önerilmektedir. Metal artefakt azalımı yazılımlarının gelişmesiyle ileride implantlı hastalara özgü tedavi protokolleri geliştirilmesi olası görünmektedir.

KAYNAKLAR

- Abdullah, K. (2017). *Fundamentals in IN Nuclear Physics* (p. 259). Saarbrücken: Noor Publishing.
- Abramovitch, K., & Rice, D. D. (2014). Basic principles of cone beam computed tomography. *Dental Clinics*, 58(3), 463-484.
- Ahrazoğlu, H. (2019). *Genişletilmiş bilgisayarlı tomografi skalası ve metal artefakt azalımı yöntemlerinin implantlı hastalarda doz dağılımına etkisinin bireyselleştirilmiş fantomlar kullanılarak analiz edilmesi* (Master's thesis, Sağlık Bilimleri Enstitüsü).
- Alaei, P., Spezi, E., & Reynolds, M. (2014). Dose calculation and treatment plan optimization including imaging dose from kilovoltage cone beam computed tomography. *Acta Oncologica*, 53(6), 839-844.
- Alvarez, B., Montero, A., Hernando, O., Ciervide, R., Garcia, J., Lopez, M., ... & Rubio, C. (2021). Radiotherapy CT-based contouring atlas for non-malignant skeletal and soft tissue disorders: a practical proposal from Spanish experience. *The British Journal of Radiology*, 94(1124), 20200809.
- Andersson, K. M., Nowik, P., Persliden, J., Thunberg, P., & Norrman, E. (2015). Metal artefact reduction in CT imaging of hip prostheses—an evaluation of commercial techniques provided by four vendors. *The British journal of radiology*, 88(1052), 20140473.
- Bae, K. T., & Whiting, B. R. (2006). Basic principles of computed tomography physics and technical considerations. *Computed Body Tomography with MRI Correlation*, 21.
- Bakıcıerler, G., Şişman, G., & Akgüngör, K. (2022). Estimating the dose differences nearby the metal implant by means of artificial contouring errors via Monaco and Geant4. *Revista mexicana de física*, 68(5).
- Barrett, J. F., & Keat, N. (2004). Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics*, 24(6), 1679-1691.
- Bethesda, M. D. (1999). International commission on radiation units and measurements. *ICRU report*, 50.
- Bhat, S. (2021). 3D printing equipment in medicine. In *3D Printing in Medicine and Surgery* (pp. 223-261). Woodhead Publishing.
- Boas, F. E., & Fleischmann, D. (2012). CT artifacts: causes and reduction techniques. *Imaging Med*, 4(2), 229-240.
- Bor, D. (2009). Nükleer tıp sayısal görüntüleme yöntemleri. *Bilim Yayıncılık*, 339.

- Bortfeld, T. (2006). IMRT: a review and preview. *Physics in Medicine & Biology*, 51(13), R363.
- Bölükdemir, M. H. (2007). Sodyum klorür ve potasyum klorürün optik uyarmalı lüminesans (OSL) kinetiği.
- Bøtter-Jensen, L., McKeever, S. W., & Wintle, A. G. (2003). *Optically stimulated luminescence dosimetry*. Elsevier.
- Burnley, J. C. (2021). *3D-Printing for Radiotherapy Using Flexible Filament Materials*. The University of Manchester (United Kingdom).
- Buzug, T. M. (2011). Computed tomography. In *Springer handbook of medical technology* (pp. 311-342). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Cedric, X. Y., & Tang, G. (2011). Intensity-modulated arc therapy: principles, technologies and clinical implementation. *Physics in Medicine & Biology*, 56(5), R31.
- Chandra, R. A., Keane, F. K., Voncken, F. E., & Thomas, C. R. (2021). Contemporary radiotherapy: present and future. *The Lancet*, 398(10295), 171-184.
- Cohen, J. (1967). Biomaterials in orthopedic surgery. *The American Journal of Surgery*, 114(1), 31-41.
- Cormack, A. M. (1963). Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications. *Journal of applied physics*, 34(9), 2722-2727.
- Çetinkaya, E. (2013). *Alt alanlı IMRT planlarında tedavi planı kalite kontrollerinin EPID ve 2D Array ile değerlendirilmesi* (Master's thesis, Sağlık Bilimleri Enstitüsü).
- Dirican, B. Radiotherapy and New Techniques. Turkey: N. p., 2007. Web.
- Duan, K., Orabi, M., Warchock, A., Al-Akraa, Z., Ajami, Z., Chun, T. H., & Lo, J. F. (2023). Monolithically 3D-Printed Microfluidics with Embedded μ Tesla Pump. *Micromachines*, 14(2), 237.
- Ducheyne, P. (2015). *Comprehensive biomaterials* (Vol. 1). Elsevier.
- Erdoğan, T. (2020). Akciğer kanserli olgularda stereotaktik ablatif beden radyoterapisi kalite kontrolleri için hastaya özgü tümör ve solunum izlemi fantomu tasarımı.
- Ezzell, G. A., Galvin, J. M., Low, D., Palta, J. R., Rosen, I., Sharpe, M. B., ... & Yu, C. X. (2003). Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee. *Medical physics*, 30(8), 2089-2115.
- Fitzpatrick, R., Fletcher, A., Gore, S., Jones, D., Spiegelhalter, D., & Cox, D. (1992). Quality of life measures in health care. I: Applications and issues in assessment. *British Medical Journal*, 305(6861), 1074-1077.

- Fleißner, M., Müller, A., Helmecke, E., & Hausotte, T. (2015). Automated detection of artefacts for computed tomography in dimensional metrology. *Digital Industrial Radiology and Computed Tomography*, 1-8.
- Galvin, J. M., Ezzell, G., Eisbrauch, A., Yu, C., Butler, B., Xiao, Y., ... & Palta, J. (2004). Implementing IMRT in clinical practice: a joint document of the American Society for Therapeutic Radiology and Oncology and the American Association of Physicists in Medicine. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 58(5), 1616-1634.
- Gatti, A. M., & Knowles, J. C. (2002). Biocompatibility and biological tests. In *Integrated Biomaterials Science* (pp. 793-813). Boston, MA: Springer Us.
- Giantsoudi, D., De Man, B., Verburg, J., Trofimov, A., Jin, Y., Wang, G., ... & Paganetti, H. (2017). Metal artifacts in computed tomography for radiation therapy planning: dosimetric effects and impact of metal artifact reduction. *Physics in Medicine & Biology*, 62(8), R49.
- Gjesteby, L., De Man, B., Jin, Y., Paganetti, H., Verburg, J., Giantsoudi, D., & Wang, G. (2016). Metal artifact reduction in CT: where are we after four decades?. *Ieee Access*, 4, 5826-5849.
- Glide-Hurst, C., Chen, D., Zhong, H., & Chetty, I. J. (2013). Changes realized from extended bit-depth and metal artifact reduction in CT. *Medical physics*, 40(6Part1), 061711.
- Goodman, P. C. (1995). The new light: discovery and introduction of the X-ray. *AJR. American journal of roentgenology*, 165(5), 1041-1045.
- Greco, R. S., Prinz, F. B., & Smith, R. L. (Eds.). (2004). *Nanoscale technology in biological systems*. CRC press.
- Guilfoile, C., Rampant, P., & House, M. (2017). The impact of smart metal artefact reduction algorithm for use in radiotherapy treatment planning. *Australasian physical & engineering sciences in medicine*, 40, 385-394.
- Guillemin, G., Patat, J. L., Fournie, J., & Chetail, M. (1987). The use of coral as a bone graft substitute. *Journal of biomedical materials research*, 21(5), 557-567.
- Gupta, A., Subhas, N., Primak, A. N., Nittka, M., & Liu, K. (2015). Metal artifact reduction: standard and advanced magnetic resonance and computed tomography techniques. *Radiologic Clinics*, 53(3), 531-547.
- Gül, Osman Vefa, Hamit Başaran, Ahmet Yıldırım, and Gökçen İnan. 2024. 'Investigation of Dose Calculation Accuracy of Eclipse Treatment Planning System in the Presence of Metal Hip Prosthesis with Thermoluminescence Dosimeters', *Istanbul Gelisim University Journal of Health Sciences*: 15-28.

- Güner, A. T., & Meran, C. (2020). Ortopedik implantlarda kullanılan biyomalzemeler. *Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 26(1), 54-67.
- Gür, A. K., & Taşkın, M. (2004). Metalik biyomalzemeler ve biyouyum. *Fırat Üniversitesi Doğu Araştırmaları Dergisi*, 2(2), 106-113.
- Hounsfield, G. N. (1973). Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. *The British journal of radiology*, 46(552), 1016-1022.
- İnal, T. (2007). *X-Işını Bilgisayarlı Tomografisi (Computed Tomography-Ct) Tek ve Çok-Kesitli Sistemlerde Kalite Kontrol Testlerinin Standartizasyonu* (Master's thesis, Ankara Üniversitesi (Turkey)).
- Jeon, D., Kim, W., Cho, H., & Park, M. (2024). Removing grid artifacts from a two-dimensional crisscrossed grid in cone-beam computed tomography to enhance image quality. *Journal of Instrumentation*, 19(03), C03037.
- Jeraj, M., & Robar, V. (2004). Multileaf collimator in radiotherapy. *Radiology and Oncology*, 38(3).
- Jung, H. (2021). Basic physical principles and clinical applications of computed tomography. *Progress in Medical Physics*, 32(1), 1-17.
- Kalender, W. A. (2011). *Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications*. John Wiley & Sons.
- Kara, E., & Hicsonmez, A. (2022). Physical and dosimetric characteristic properties of BeO OSL for clinical dosimetric measurements. *Applied Radiation and Isotopes*, 186, 110199.
- Khan, F. M., & Gibbons, J. P. (2014). *Khan's the physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Kidoh, M., Nakaura, T., Nakamura, S., Tokuyasu, S., Osakabe, H., Harada, K., & Yamashita, Y. (2014). Reduction of dental metallic artefacts in CT: value of a newly developed algorithm for metal artefact reduction (O-MAR). *Clinical radiology*, 69(1), e11-e16.
- Knoll, G. F. (2010). *Radiation detection and measurement*. John Wiley & Sons.
- Koelbl, O. (2015). Influence of metallic dental implants and metal artefacts on dose calculation accuracy. *Strahlentherapie und Onkologie*, 191(3), 234.
- Koelbl, O. (2016). Iterative metal artifact reduction improves dose calculation accuracy. *Strahlentherapie und Onkologie*, 192(6), 403.
- Mahuvava, C., & Du Plessis, F. C. P. (2015). Monte Carlo evaluation of the dose perturbation effect of hip prostheses for megavoltage photon radiotherapy. *Physica Medica: European Journal of Medical Physics*, 31, S7.

- Mans, A., Remeijer, P., Olaciregui-Ruiz, I., Wendling, M., Sonke, J. J., Mijnheer, B., ... & Stroom, J. C. (2010). 3D Dosimetric verification of volumetric-modulated arc therapy by portal dosimetry. *Radiotherapy and oncology*, 94(2), 181-187.
- Moore, W. R., Graves, S. E., & Bain, G. I. (2001). Synthetic bone graft substitutes. *ANZ journal of surgery*, 71(6), 354-361.
- Ojala, J., Kapanen, M., Sipilä, P., Hyödynmaa, S., & Pitkänen, M. (2014). The accuracy of Acuros XB algorithm for radiation beams traversing a metallic hip implant—comparison with measurements and Monte Carlo calculations. *Journal of applied clinical medical physics*, 15(5), 162-176.
- Oldham, M. (2001). Radiation physics and applications in therapeutic medicine. *Physics Education*, 36(6), 460.
- Özden, H. (2014). *Tıpta kullanılan protez materyallerinin doz dağılımına etkisinin doku eşdeğeri fantom içinde dozimetrik incelenmesi* (Master's thesis, Bursa Uludağ University (Turkey)).
- Palma, D. A., Verbakel, W. F., Otto, K., & Senan, S. (2010). New developments in arc radiation therapy: a review. *Cancer treatment reviews*, 36(5), 393-399.
- Patel, N. R., & Gohil, P. P. (2012). A review on biomaterials: scope, applications & human anatomy significance. *Int. J. Emerg. Technol. Adv. Eng*, 2(4), 91-101.
- Podgorsak, E. B. (2005). Basic radiation physics. *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. Vienna: IAEA, 7.
- Reft, C., Alecu, R., Das, I. J., Gerbi, B. J., Keall, P., Lief, E., ... & Van Dyk, J. (2003). Dosimetric considerations for patients with HIP prostheses undergoing pelvic irradiation. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 63. *Medical physics*, 30(6), 1162-1182.
- Sarali, Y. (2015). *Üç boyutlu konformal radyoterapi ve yoğunluk ayarlı radyoterapi teknikleriyle batin bölgesi ışınlamalarında alan dışı dozların araştırılması* (Master's thesis, Sağlık Bilimleri Enstitüsü).
- Saw, C. B., Li, S., Battin, F., McKeague, J., & Peters, C. A. (2018). External beam planning module of Eclipse for external beam radiation therapy. *Medical Dosimetry*, 43(2), 195-204.
- Scarpa, G. (1970). The dosimetric use of beryllium oxide as a thermoluminescent material: A preliminary study. *Physics in Medicine & Biology*, 15(4), 667.
- Scherl, H., Kowarschik, M., Hofmann, H. G., Keck, B., & Hornegger, J. (2012). Evaluation of state-of-the-art hardware architectures for fast cone-beam CT reconstruction. *Parallel computing*, 38(3), 111-124.
- Ścierski, A. (2010). From ant to stapler—100 years of mechanical suturing in surgery. *Videosurgery and other miniinvasive techniques*, 5(2), 76-81.

- Seymour, R. B., & Kauffman, G. B. (1992). The rise and fall of celluloid. *Journal of chemical education*, 69(4), 311.
- Shim, E., Kang, Y., Ahn, J. M., Lee, E., Lee, J. W., Oh, J. H., & Kang, H. S. (2017). Metal artifact reduction for orthopedic implants (O-MAR): usefulness in CT evaluation of reverse total shoulder arthroplasty. *American Journal of Roentgenology*, 209(4), 860-866.
- Singh, P. K., Verma, R., Tripathi, D., Singh, S., Bhushan, M., Kumar, L., ... & Gairola, M. (2024). Evaluation of the Treatment Planning and Delivery for Hip Implant Cases on Tomotherapy. *Journal of Medical Physics*, 49(2), 270-278.
- Su, F. Y., Biasi, G., Tran, L. T., Pan, V., Hill, D., Lielkajis, M., ... & Rosenfeld, A. B. (2022). Characterization of MOSFET dosimeters for alpha particle therapy. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 69(4), 925-931.
- Sunel, S. (2017). *3 boyutlu baskı teknolojisi kullanılarak hastaya özgün konturlarla oluşturulan fantom tasarımı ve üretimi ile mikro-çok yapraklı kolimatör tabanlı beyin ve başboyun yoğunluk ayarlı radyoterapi planlarının kalite kontrolü* (Master's thesis, Sağlık Bilimleri Enstitüsü).
- Temirgaliyev, N., Abikenova, S. K., Azhgaliyev, S. U., Taugynbayeva, G. E., & Zhubanysheva, A. Z. (2019). Theory of Radon transform in the concept of computational (numerical) diameter and methods of the quasi-Monte Carlo theory.
- Todd-Pokropek, A. E., & Viergever, M. A. (Eds.). (2013). *Medical images: formation, handling and evaluation* (Vol. 98). Springer Science & Business Media.
- Williams, D. F. (2008). On the mechanisms of biocompatibility. *Biomaterials*, 29(20), 2941-2953.
- Williams, D. F. (Ed.). (1987). *Progress in biomedical engineering: definitions in biomaterials*. Elsevier.
- Yang, B., Pang, T., Sun, X., Dong, T., Li, R., Hu, K., ... & Qiu, J. (2021). Evaluation of Peripheral Dose for Varian Trilogy Linear Accelerator.
- Yu, C. X. (1995). Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation: an alternative to tomotherapy. *Physics in Medicine & Biology*, 40(9), 1435.

EKLER

EK 1 Etik Kurul İzin Belgesi

